



# Modes d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur

Aurélien Perier

## ► To cite this version:

Aurélien Perier. Modes d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur. Physique Nucléaire Théorique [nucl-th]. Ecole des Mines de Nantes, 2014. Français. NNT : 2014EMNA0184 . tel-01089862

**HAL Id: tel-01089862**

**<https://theses.hal.science/tel-01089862>**

Submitted on 2 Dec 2014

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Thèse de Doctorat

**Aurélien PERIER**

*Mémoire présenté en vue de l'obtention du  
**grade de Docteur de l'École Nationale Supérieure des Mines de Nantes**  
sous le label de L'Université Nantes Angers Le Mans*

**École doctorale : Matière, Molécules, Matériaux en Pays de la Loire**

**Discipline : Physique**

**Spécialité : Physique nucléaire**

**Unité de recherche : Laboratoire SUBATECH (UMR 6457)**

**Soutenue le 14 Octobre 2014**

**Thèse N° : 2014EMNA0184**

## **Modes d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur**

### **JURY**

Rapporteurs :	<b>Isabelle AUBINEAU-LANIECE</b> , Professeur, INSTN, Saclay <b>Alain FAIVRE-CHAUVET</b> , Professeur, Université de Nantes
Examineurs :	<b>Christophe BADIE</b> , Directeur de recherche, Public Health England <b>Bernard LE-GUEN</b> , Directeur délégué Radioprotection Sécurité, EDF
Directeur de Thèse :	<b>Bernd GRAMBOW</b> , Professeur, Ecole des Mines de Nantes
Co-encadrant de Thèse :	<b>Dominique THERS</b> , Maître assistant, Ecole des Mines de Nantes <b>Emmanuelle GAILLARD-LECANU</b> , Expert senior Radioprotection, EDF

# Remerciements

Cette thèse de 3 ans a été réalisée dans le laboratoire de SUBATECH et au département STEP de la R&D d'EDF.

Je souhaite tout d'abord remercier Bernd GRAMBOW d'avoir été mon directeur de thèse et de m'avoir permis de travailler au laboratoire SUBATECH. J'ai vraiment apprécié de pouvoir travailler sur un sujet aussi novateur que la radioprotection liée au xénon-133, sujet proposé par l'entreprise EDF notamment la DPN et le département STEP de la R&D.

Je tiens à remercier les membres du jury d'avoir examiné mes travaux de thèse, notamment les deux rapporteurs Isabelle AUBINEAU-LANIECE et Alain FAIVRE-CHAUVET qui ont eu la lourde tâche d'évaluer le manuscrit. Mes remerciements vont aussi à Bernard LE-GUEN qui m'a fait l'honneur d'être le président du jury de cette soutenance, ainsi qu'à Christophe BADIE d'avoir participé avec intérêt à ce jury de thèse.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à Dominique THERS et à Emmanuelle GAILLARD-LECANU qui ont été les deux responsables scientifiques de cette thèse : ils m'ont confié un sujet de recherche très intéressant, ont suivi avec attention le déroulement de ce travail. Au cours des 3 ans, leurs remarques avisées, leurs conseils et leur disponibilité m'ont été d'un grand apport.

L'ensemble de groupe XENON du laboratoire SUBATECH, notamment Luca, Jean-Pierre et Julien m'ont grandement aidé quant à l'utilisation de ROOT et de GEANT4 – merci pour leur disponibilité et leur appui technique. Du côté du groupe P1E, je ne manquerai pas de remercier Estelle COURAGEOT, Catherine MONIER, Sylvie JAHAN et Gaëlle LE-MEUR et Jean-Philippe DUCRUET. Je remercie plus généralement l'ensemble du groupe P1E.

Je ne terminerai pas cette page sans citer celles et ceux qui ont participé au bon déroulement de mes trois années au laboratoire SUBATECH : Martin, Charlotte, Lucia, Denise, Florian, Javier, José, Loïck, Roland, Diego, Benjamin et Benjamin, Jennifer, Maxime, Zakari, Guillaume, Stéphanie, et Arnaud.



# Table des matières

<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 Exposition au xénon-133</b>	<b>3</b>
1.1 Contexte d'exposition au xénon-133	3
1.1.1 Fonctionnement d'une centrale nucléaire	3
1.1.2 Arrêts de tranche	4
1.1.3 Barrières de confinement	5
1.1.4 Surveillance de la contamination du circuit primaire	6
1.1.5 Contamination de l'air	6
1.1.6 Conclusion	8
1.2 Radioprotection	8
1.2.1 Principes de la radioprotection	8
1.2.2 Liens entre les grandeurs physiques, de protection et opérationnelles	9
1.2.3 Grandeurs physiques	9
1.2.4 Grandeurs de protection	11
1.2.5 Grandeurs opérationnelles	13
1.2.6 Réglementation	17
1.2.7 Conclusion	19
1.3 Problématiques et méthodologies	19
1.3.1 Objectifs	19
1.3.2 Exposition externe	19
1.3.3 Exposition interne	21
1.3.4 Conclusion	21
1.4 Conclusion	22
<b>2 Outils de simulation</b>	<b>23</b>
2.1 Code de calcul Monte-Carlo	23
2.1.1 Méthode Monte-Carlo	24
2.1.2 GEANT4	26
2.1.3 Conclusion	28

2.2	Fantôme anthropomorphe . . . . .	29
2.2.1	Fantôme mathématique et fantôme voxelisé . . . . .	29
2.2.2	Modélisation du fantôme MIRD . . . . .	30
2.2.3	Conclusion . . . . .	34
2.3	Source de xénon-133 . . . . .	35
2.3.1	Activité volumique . . . . .	35
2.3.2	Exposition externe dans un nuage semi-infini . . . . .	36
2.3.3	Exposition externe dans un bâtiment réacteur . . . . .	37
2.3.4	Modèles biocinétiques pour l'exposition interne . . . . .	41
2.3.5	Compartiment du système respiratoire pour l'exposition interne . . . . .	43
2.3.6	Conclusion . . . . .	46
2.4	Conclusion . . . . .	47
<b>3</b>	<b>Exposition externe au xénon-133</b>	<b>49</b>
3.1	Etat de l'art . . . . .	49
3.1.1	Approche analytique . . . . .	50
3.1.2	Approche basée sur des simulations Monte-Carlo . . . . .	54
3.1.3	Conclusion . . . . .	55
3.2	Exposition dans un nuage semi-sphérique . . . . .	56
3.2.1	Modélisation . . . . .	57
3.2.2	Calcul des débits de dose . . . . .	58
3.2.3	Technique de simulation . . . . .	62
3.2.4	Méthode . . . . .	66
3.2.5	Débits de dose efficace dans un nuage semi-sphérique à courte distance . . . . .	66
3.2.6	Débit de dose efficace à grande distance . . . . .	71
3.2.7	Conclusion . . . . .	77
3.3	Exposition réaliste dans un bâtiment réacteur . . . . .	79
3.3.1	Scénarios d'exposition au xénon-133 . . . . .	79
3.3.2	Modélisation du scénario critique . . . . .	88
3.3.3	Débit de dose efficace . . . . .	88
3.3.4	Débit de dose équivalente au cristallin . . . . .	95
3.3.5	Conclusion . . . . .	97
3.4	Conclusion . . . . .	98
<b>4</b>	<b>Exposition interne au xénon-133</b>	<b>101</b>
4.1	Etat de l'art . . . . .	102
4.1.1	Contexte de l'exposition interne au xénon-133 . . . . .	102
4.1.2	Considérations sur le mode d'exposition d'interne aux gaz rares radio-actifs . . . . .	102
4.1.3	Biocinétique du xénon-133 dans le corps humain . . . . .	103

4.1.4	Méthode d'évaluation de l'exposition interne . . . . .	105
4.1.5	Evaluation de l'exposition interne au xénon-133 . . . . .	107
4.1.6	Conclusion . . . . .	110
4.2	Exposition par le xénon-133 contenu dans les poumons . . . . .	111
4.2.1	Méthode . . . . .	111
4.2.2	Résultats . . . . .	116
4.2.3	Comparaisons avec la bibliographie . . . . .	118
4.2.4	Conclusion . . . . .	120
4.3	Exposition par le xénon-133 contenu dans les voies respiratoires . . . . .	121
4.3.1	Caractéristiques des voies respiratoires . . . . .	121
4.3.2	Méthode . . . . .	123
4.3.3	Résultats . . . . .	125
4.3.4	Comparaison avec les références bibliographiques existantes pour la trachée . . . . .	131
4.3.5	Conclusion . . . . .	132
4.4	Biocinétique du xénon-133 dans le corps humain . . . . .	133
4.4.1	Modèle compartimenté . . . . .	133
4.4.2	Temps nécessaire pour atteindre l'équilibre . . . . .	135
4.4.3	Simulation de l'activité incorporée . . . . .	137
4.4.4	Estimation de la dose équivalente engagée dans les tissus . . . . .	140
4.4.5	Conclusion . . . . .	143
4.5	Conclusion . . . . .	143
	<b>Conclusion</b>	<b>147</b>
	<b>A Energie des particules émises par les désintégrations du xénon-133</b>	<b>151</b>
	<b>B Facteurs de pondérations de l'ICRP pour les rayonnements et pour les tissus</b>	<b>157</b>
	<b>C Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur des bâtiments réacteur</b>	<b>161</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>163</b>





# Liste des figures

1.1	Principe de fonctionnement d'une centrale nucléaire REP . . . . .	4
1.2	Barrières de confinement dans une centrale nucléaire . . . . .	5
1.3	Relations entre les différentes grandeurs utilisées en radioprotection . . . . .	10
1.4	Mesure de l'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$ dans un champ expansé unidirectionnel . . . . .	15
1.5	Mesure de l'équivalent de dose ambiant $H'(d, \Omega)$ . . . . .	15
1.6	Mesure de l'équivalent de dose individuel $H_p(d, \Omega)$ . . . . .	16
2.1	Logigramme du schéma de calcul de la méthode Monte-Carlo appliquée au transport des particules . . . . .	25
2.2	Exemple d'une simulation GEANT4 avec un faisceau de particules, une cible et des détecteurs . . . . .	28
2.3	Définition d'un voxel à partir d'un pixel d'images médicales . . . . .	30
2.4	Comparaison d'un fantôme mathématique (Eva) et d'un fantôme voxelisé (Donna) . . . . .	30
2.5	Modélisation du fantôme MIRD avec GEANT4 . . . . .	32
2.6	Modélisation de la thyroïde . . . . .	32
2.7	Modélisation de l'oeil et de son cristallin . . . . .	33
2.8	Modélisation du nuage de xénon-133 pour l'étude de l'exposition dans un nuage semi-sphérique . . . . .	37
2.9	Représentation schématique d'un bâtiment réacteur . . . . .	38
2.10	Intérieur d'un bâtiment réacteur d'un réacteur nucléaire de 900 MW de puissance . . . . .	39
2.11	Modélisation d'un bâtiment réacteur au dessus du plancher piscine . . . . .	40
2.12	Piscine réacteur . . . . .	41
2.13	Modèle compartimenté général . . . . .	42
2.14	Aspect général des poumons . . . . .	44
2.15	Représentation schématique des régions des voies respiratoires . . . . .	45
2.16	Modélisation d'un étage des voies respiratoires . . . . .	46
3.1	Géométrie du modèle pour calculer l'équivalent de dose provenant des particules $\beta^-$ de la source . . . . .	51

3.2	Géométrie du modèle pour calculer l'équivalent de dose provenant des photons de la source . . . . .	51
3.3	Débits d'équivalent de dose obtenus avec une méthode analytique . . . . .	52
3.4	Représentation schématique de la décomposition de la source semi-sphérique .	57
3.5	Temps de calcul des simulations . . . . .	64
3.6	Débits de dose efficace générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans un nuage avec une source de xénon-133, une source émettant des photons de 31.6 keV avec une intensité de 46.9 %, et une source émettant des photons de 81.0 keV avec une intensité de 37.3 % . . . . .	68
3.7	Contributions dosimétriques des photons de 31.6 keV et des photons de 81.0 keV issus des désintégrations de xénon-133 . . . . .	70
3.8	Courbes de tendance des débits de dose efficace pour une source émettant des photons de 31.6 keV (46.9 %), une source émettant des photons de 81.0 keV (37.3%) . . . . .	72
3.9	Temps de calcul pour simuler une exposition d'une seconde avec des sources de photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %) générés dans des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur . . . . .	73
3.10	Débit de dose efficace dans une source semi-sphérique émettant des photons de 31.6 keV (46.9%) et de 81.0 keV (37.3%) en fonction de son rayon. . . . .	74
3.11	Débits de dose efficace et débit d'équivalent de dose Hp(10) dans un nuage de xénon-133 de différentes tailles . . . . .	77
3.12	Géométrie des simulations Monte-Carlo pour identifier l'influence des générateurs de vapeur sur la densité d'énergie des photons au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur . . . . .	81
3.13	Densité d'énergie des photons au niveau du plancher piscine d'un bâtiment réacteur . . . . .	82
3.14	Energie déposée dans un fantôme cylindrique placé dans deux modèles de bâtiments réacteur différents . . . . .	83
3.15	Configurations d'exposition du fantôme cylindrique dans un bâtiment réacteur incluant la piscine réacteur . . . . .	85
3.16	Découpage de la source de xénon-133 à l'intérieur du bâtiment réacteur . . . .	89
3.17	Débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans un nuage inclus dans un bâtiment réacteur et dans un nuage semi-sphérique . . . . .	90
3.18	Débits de dose élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans un nuage inclus dans un bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance . . . . .	91
3.19	Débit de dose efficace dans un nuage inclus dans un bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance . . . . .	93

3.20	Comparaison des débits de dose efficace pour une exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur et dans un nuage semi-sphérique. . . . .	94
3.21	Débit de dose équivalente au cristallin et débit de dose équivalente dans la partie radiosensible du cristallin en fonction du rayon du nuage de xénon-133 inclus dans l'enceinte du bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance . . . . .	96
4.1	Simulation des désintégrations de xénon-133 dans les poumons du fantôme MIRD	112
4.2	Volumes des poumons au cours d'un cycle respiratoire . . . . .	113
4.3	Profils de débit de dose absorbée dans les tissus mous pour différentes longueurs du premier étage des voies respiratoires . . . . .	126
4.4	Profils de débit de dose absorbée dans la trachée pour les particules émises par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	127
4.5	Contributions dosimétriques des particules émises par les désintégrations de xénon-133 pour les tissus de la trachée . . . . .	128
4.6	Profils de débit de dose absorbée dans les voies respiratoires . . . . .	129
4.7	Modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain . . . . .	134
4.8	Simulation du modèle biocinétique du xénon-133 pour la première heure de présence dans un environnement contenant du xénon-133 . . . . .	136
4.9	Simulation du modèle biocinétique du xénon-133 pour une présence de plusieurs heures dans un environnement contenant du xénon-133 . . . . .	137
4.10	Simulation du modèle biocinétique du xénon-133 pendant la phase assimilation et d'élimination du xénon-133 dans l'organisme . . . . .	139
A.1	Schéma des niveaux d'énergie lors des désintégrations du xénon-133 . . . . .	152
A.2	Spectre des photons émis par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	153
A.3	Spectre des électrons émis par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	153



# Liste des tableaux

1.1	Energie et intensité des principaux photons émis par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	7
1.2	Energie et intensité des principaux électrons émis par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	7
1.3	Equivalents de dose pour évaluer la dose efficace, la dose équivalente au cristallin et la dose équivalente à la peau . . . . .	16
1.4	Limites dosimétriques sur 12 mois glissants pour les travailleurs de catégorie A, de catégorie B, et pour le public . . . . .	18
2.1	Composition et masse volumique des matériaux constituant le fantôme MIRD . . . . .	34
2.2	Composition et masse volumique de l'air . . . . .	36
2.3	Composition et masse volumique du béton . . . . .	37
2.4	Dimensions du volume d'air à l'intérieur de trois bâtiments réacteur . . . . .	40
3.1	Débits de dose efficace pour une immersion dans un nuage de xénon-133 . . . . .	55
3.2	Libres parcours moyens des photons de 5.0, 30.0 et 80.0 keV dans l'air et dans les tissus mous . . . . .	63
3.3	Parcours projeté des électrons de 100 keV et de 350 keV dans l'air et dans les tissus mous . . . . .	63
3.4	Impact de la technique de simulation sur le temps de calcul . . . . .	65
3.5	Influence de la technique de simulation sur les débits de dose efficace . . . . .	66
3.6	Paramètres de la courbe de tendance des débits de dose efficace générés par les sources émettant des photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %) . . . . .	69
3.7	Débits de dose efficace pour une immersion dans un nuage de xénon-133 . . . . .	75
3.8	Energie déposée dans le fantôme cylindrique placé au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur et sans piscine réacteur . . . . .	86
3.9	Energie déposée dans le fantôme cylindrique placé au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur contenant un nuage de xénon-133 au-dessus du plancher piscine et dans la piscine réacteur . . . . .	86
3.10	Débits de dose efficace dans trois bâtiments réacteur du parc nucléaire français . . . . .	94

3.11 Débits de dose équivalente au cristallin dans trois bâtiments réacteur du parc nucléaire français . . . . .	97
4.1 Demi-vie biologique et activité du xénon-133 dans les différentes parties du corps humain . . . . .	104
4.2 Débits de dose équivalente dans les poumons et débits de dose efficace pour une exposition externe et interne au xénon-133 . . . . .	108
4.3 Doses absorbées dans les tissus du corps humain pour une exposition interne au xénon-133 . . . . .	108
4.4 Doses équivalentes et débits de dose équivalente dans les poumons pour une exposition interne au xénon-133 . . . . .	109
4.5 Comparaison bibliographique des débits de dose absorbée dans la muqueuse de la trachée contenant une source de xénon-133 . . . . .	110
4.6 Volume courant des poumons pour un adulte . . . . .	114
4.7 Volume fonctionnel résiduel des poumons pour un adulte . . . . .	114
4.8 Volumes moyens des poumons pour différents niveaux d'activités physiques . . . . .	114
4.9 Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD lorsque le xénon-133 est localisé dans les poumons . . . . .	117
4.10 Parcours projeté des électrons de 100 keV et de 350 keV dans les poumons . . . . .	118
4.11 Débits de dose équivalente aux poumons et débits de dose efficace pour une exposition externe dans un bâtiment réacteur et pour une exposition par le xénon-133 contenu dans les poumons . . . . .	119
4.12 Dimensions des étages des voies respiratoires d'un adulte . . . . .	122
4.13 Profondeur des cellules radiosensibles des voies respiratoires . . . . .	123
4.14 Fractions de facteur de pondération tissulaire pour les voies respiratoires dans la région thoracique . . . . .	123
4.15 Débits de dose absorbée et équivalente dans les tissus radiosensibles des voies respiratoires . . . . .	130
4.16 Comparaison des débits de dose absorbée dans les tissus de la trachée avec les études publiées . . . . .	131
4.17 Simulation de l'activité dans les compartiments du modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain jusqu'à l'équilibre . . . . .	138
4.18 Simulation de l'activité dans les compartiments du modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain pendant la phase d'incorporation . . . . .	140
4.19 Activité cumulée dans les compartiments du modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain . . . . .	141
4.20 Facteurs S pour certains organes du fantôme MIRD . . . . .	141
4.21 Doses équivalentes engagées dans les organes du fantôme MIRD pour une exposition interne . . . . .	142

4.22	Débits de dose équivalente et débits de dose efficace pour l'exposition externe dans un bâtiment réacteur et pour l'exposition due au xénon-133 contenu dans les poumons . . . . .	146
4.23	Débits de dose efficace pour l'exposition externe avec les contributions du xénon-133 contenu dans les poumons et dans la trachée . . . . .	146
A.1	Energie des électrons émis par les trois modes de désintégrations $\beta^-$ . . . . .	151
A.2	Energie des électrons émis par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	154
A.3	Energie des photons émis par les désintégrations de xénon-133 . . . . .	155
B.1	Facteurs de pondération pour les rayonnements ionisants définis dans la publication 60 de l'ICRP . . . . .	158
B.2	Facteurs de pondération pour les rayonnements ionisants définis dans la publication 103 de l'ICRP . . . . .	158
B.3	Facteurs de pondération $W_T$ pour les tissus du corps humain de la publication 60 de l'ICRP . . . . .	158
B.4	Facteurs de pondération $W_T$ pour les tissus du corps humain de la publication 103 de l'ICRP . . . . .	159
C.1	Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur du bâtiment réacteur de 900 MW de puissance . . . . .	161
C.2	Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur du bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance . . . . .	162
C.3	Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur du bâtiment réacteur de 1450 MW de puissance . . . . .	162





# Introduction

Le xénon-133 est un des nombreux produits de fission du combustible utilisé dans les centrales nucléaires. Du fait de sa demi-vie de 5.2 jours, le xénon-133 est un des principaux gaz rares radioactifs susceptibles de participer à l'exposition des travailleurs lors de leurs interventions dans un bâtiment réacteur.

Dans les travaux publiés jusqu'à présent, l'exposition au xénon-133 est évaluée en ne prenant en compte que le mode d'exposition externe. Le critère de radioprotection basé sur la dose efficace est calculé à partir de l'activité volumique du nuage de xénon-133 et du facteur de débit de dose efficace donné par la Commission Internationale de Radioprotection (ICRP) dans un nuage semi-infini.

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés à l'évaluation de l'exposition externe et interne au xénon-133 pour deux raisons :

- la première est l'actualisation et la quantification des grandeurs dosimétriques dans le bâtiment réacteur dans lequel un risque au xénon-133 peut potentiellement se produire,
- et la seconde raison est l'évaluation de l'impact du changement des limites dosimétriques de la nouvelle réglementation en radioprotection introduite avec la directive européenne 2013/59/Euratom.

Le travail que nous proposons consiste à quantifier les grandeurs dosimétriques engendrées par une exposition externe et interne au xénon-133 dans un bâtiment réacteur contenant du xénon-133 afin d'étudier le critère de radioprotection actuel pour ce radionucléide basé sur un débit de dose efficace. Le manuscrit, divisé en quatre chapitres, s'articule donc autour d'une étude par modélisation des modes d'exposition externe et interne au xénon-133.

Dans le premier chapitre, nous commençons par aborder le contexte d'exposition au xénon-133 dans le bâtiment réacteur d'une centrale nucléaire. Par la suite, les aspects de la radioprotection avec ses grandeurs et ses limites dosimétriques sont présentés. A la fin de ce premier chapitre, les problématiques et les méthodologies mises en œuvre sont détaillées pour l'étude des modes d'exposition externe et interne au xénon-133.

Le second chapitre est composé de trois parties pour la présentation des outils de simu-

lation des deux modes d'exposition au xénon-133. Ce travail se base sur le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 pour simuler l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière. Avec GEANT4, nous avons développé un fantôme anthropomorphe pour obtenir le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin qui sont deux grandeurs dosimétriques d'intérêt pour quantifier l'exposition au xénon-133. Compte tenu des basses énergies des photons émis par les désintégrations de xénon-133 et des tissus peu profonds du cristallin, la dose équivalente au cristallin est une grandeur prise en compte pour évaluer l'exposition externe. La modélisation de la source de xénon-133 est ensuite décrite pour l'exposition externe dans un bâtiment réacteur et pour l'exposition interne qui se produit lorsque le radionucléide est inhalé.

Dans le troisième chapitre, nous abordons l'exposition externe au xénon-133. Elle a été modélisée avec le fantôme anthropomorphe immergé un nuage de xénon-133 dans des conditions similaires à celles employées dans les études de références afin de valider le modèle par comparaison avec les données disponibles. Après avoir validé notre modélisation, nous étudions l'exposition externe au xénon-133 dans une configuration d'exposition réaliste, telle qu'elle est susceptible de se produire dans un bâtiment réacteur lors d'opérations de maintenance. Nous avons évalué le débit de dose équivalente au cristallin et le débit de dose efficace avec un scénario d'exposition critique dans trois bâtiments réacteur types du parc nucléaire français.

L'exposition engendrée par l'inhalation du xénon-133 est traitée dans le quatrième chapitre. Nous avons étudié l'exposition engendrée par le xénon-133 contenu dans les poumons et dans les voies respiratoires, puisque la recherche bibliographique faite au préalable montre que ce sont les organes particulièrement irradiés. L'impact de la biocinétique du xénon-133 sur les doses équivalentes engagées dans les organes a ensuite été évalué.

La conclusion synthétise l'ensemble des résultats obtenus pour l'exposition externe et interne au xénon-133. Ces derniers font l'objet d'une discussion à propos de la stratégie de protection actuelle et des limites dosimétriques introduites par la récente directive européenne 2013/59/Euratom.

Cette thèse, intitulée "Etude des modes d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur", a été menée dans le cadre d'un partenariat avec la R&D de l'entreprise EDF, dans le laboratoire de Subatech, une Unité Mixte de Recherche 6457 de l'Université de Nantes, de l'Ecole des Mines de Nantes et de l'Institut National de Physique Nucléaire et de Physique des Particules (IN2P3) ; l'encadrement de cette thèse a été fait conjointement par les équipes d'EDF et de Subatech.

# Chapitre 1

## Exposition au xénon-133

Dans ce chapitre, nous allons tout d’abord expliquer le contexte d’exposition du personnel au xénon-133 qui est un gaz rare radioactif et un produit de fission du combustible utilisé dans les réacteurs nucléaires. Lors des arrêts de tranche et dans certaines circonstances, le xénon-133 peut potentiellement se trouver dans l’air du bâtiment réacteur dans lequel le personnel intervient pour réaliser des opérations de maintenance. Ensuite, nous évoquerons l’objectif de la radioprotection qui est de protéger les personnes contre les effets nocifs des rayonnements ionisants. Des grandeurs permettent de quantifier l’exposition des personnes aux rayonnements ionisants. Un de leur rôle est de montrer que les limites dosimétriques introduites par la réglementation sont respectées. Enfin, nous évoquons les problématiques de l’étude de l’exposition au xénon-133 et nous présentons les méthodes employées pour évaluer l’exposition au xénon-133.

### 1.1 Contexte d’exposition au xénon-133

#### 1.1.1 Fonctionnement d’une centrale nucléaire

Le principe d’une centrale nucléaire consiste à récupérer l’énergie dégagée par les réactions nucléaires pour la transformer en électricité.

Le parc nucléaire français est constitué de centrales fonctionnant avec des Réacteurs à Eau Pressurisée (REP). Dans ces installations, un pressuriseur maintient sous pression un fluide caloporteur constitué d’eau pour éviter sa vaporisation. Le principe de fonctionnement est illustré par la figure 1.1 (page 4).

Le réacteur nucléaire est constitué d’une cuve contenant les gaines dans lesquelles se trouve le combustible. La chaleur générée par le combustible provient des réactions de fission nucléaire se produisant dans les gaines du combustible. La réaction de fission du noyau de l’atome se produit suite à l’absorption d’un neutron. Elle génère au moins deux noyaux, appelés produits de fission et est accompagnée d’une émission de neutrons. L’énergie libérée est principalement

transmise aux produits de fissions sous forme d'énergie cinétique. Ces derniers transfèrent leur énergie en ionisant les atomes environnant, ce qui contribue à augmenter la température du milieu. Par ailleurs, les neutrons émis peuvent à leur tour interagir avec les noyaux et amorcer une réaction en chaîne qui est contrôlée dans le cas des réacteurs nucléaires.

Le fluide caloporteur présent dans le coeur est chauffé et est mis en circulation dans le circuit primaire par une pompe. Le fluide du circuit primaire cède une partie de son énergie à l'eau du circuit secondaire au niveau des tubes qui se trouvent dans le générateur de vapeur. Le fluide du circuit primaire retourne ensuite dans la cuve du réacteur pour être chauffé.

L'énergie transférée au niveau de l'échangeur permet de chauffer l'eau et de générer de la vapeur qui entraîne une turbine couplée avec un alternateur. La turbine et l'alternateur produisent de l'électricité. La vapeur du circuit secondaire est dirigée vers le condenseur avant de retourner sous forme liquide dans l'échangeur du générateur de vapeur.

Le circuit de refroidissement refroidit le condenseur en utilisant une source froide qui est une source d'eau (rivière, mer, océan) avec éventuellement une tour aéroréfrigérante.

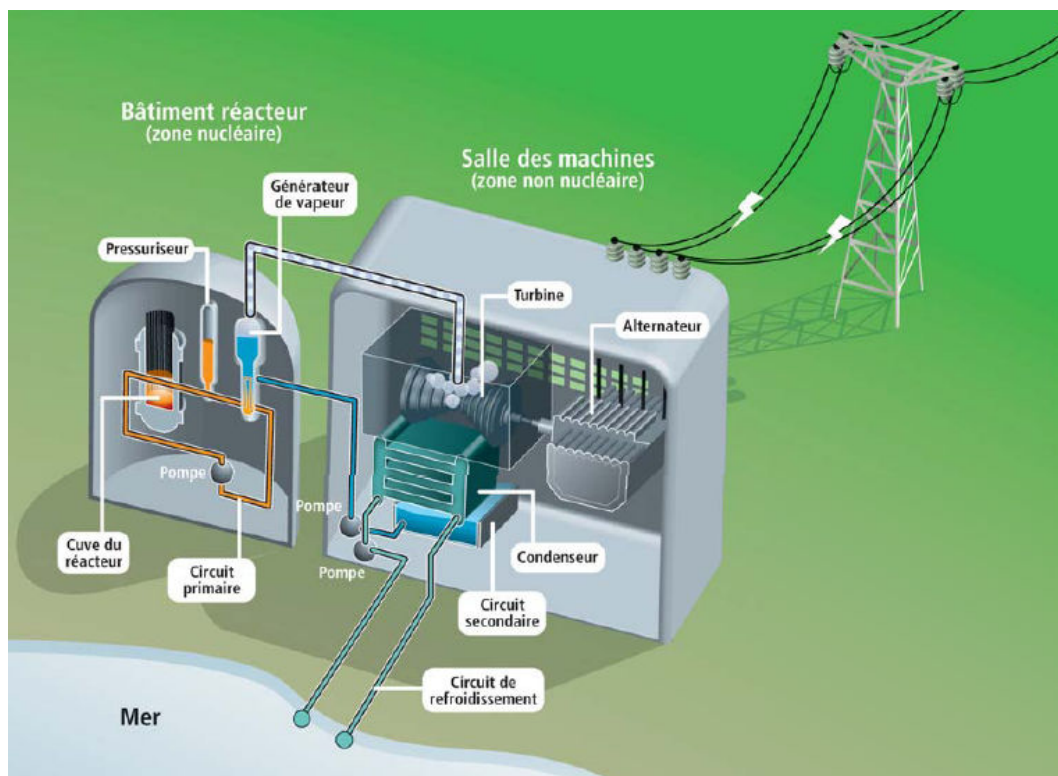


FIG. 1.1 – Principe de fonctionnement d'une centrale nucléaire REP [1].

### 1.1.2 Arrêts de tranche

Le parc nucléaire français est constitué de 58 réacteurs nucléaires REP, qu'il faut arrêter périodiquement pour réaliser le rechargement du combustible, la maintenance, et des inspections

pour contrôler la sûreté, c'est ce qu'on appelle un arrêt de tranche. Un arrêt peut durer 30 jours pour le rechargement du combustible, 60 jours pour une visite partielle et 90 jours pour une visite décennale.

Le planning de l'arrêt de tranche organise l'ensemble des opérations à réaliser dans le bâtiment réacteur afin que les travailleurs puissent intervenir dans de bonnes conditions pour effectuer les opérations de maintenance. Une succession d'étapes est nécessaire pour passer de l'état réacteur en puissance à la mise à l'arrêt à froid du réacteur pour pouvoir rompre l'étanchéité du circuit primaire en toute sécurité.

### 1.1.3 Barrières de confinement

Le bâtiment réacteur d'une centrale nucléaire comporte 3 barrières physiques, dont le rôle est de confiner les radionucléides formés par les réactions nucléaires. Les gaines contenant les pastilles de combustible, l'enveloppe en acier du circuit primaire, et l'enceinte du bâtiment réacteur constituent respectivement la première, deuxième, et troisième barrière de confinement. Elles sont représentées sur la figure 1.2 (page 5). La succession des barrières de confinement permet d'éviter la dispersion des produits radioactifs dans l'environnement.

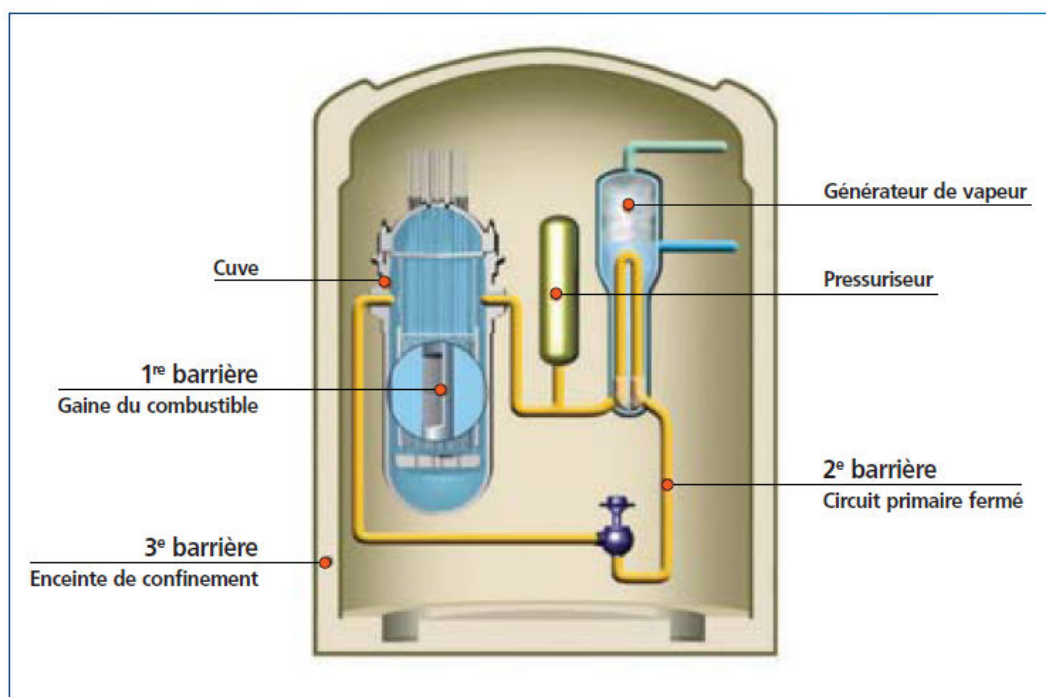


FIG. 1.2 – Barrières de confinement dans une centrale nucléaire [1].

Lors du fonctionnement du réacteur nucléaire, les réactions de fission du combustible génèrent de nombreux produits de fission qui sont en temps normal confinés dans la gaine du combustible. Cependant, des défauts de gaine peuvent apparaître au cours du fonctionnement

du réacteur à cause des températures et des pressions élevées, mais aussi à cause des changements de température et de pression qui ont lieu lorsque le réacteur passe de l'état réacteur en puissance à l'état arrêt à froid du réacteur [2]. En cas de fuite de gaine, une partie des produits de fission peuvent se retrouver dans le circuit primaire. Les produits de fission prédominants sont le krypton-85, le krypton-88, le xénon-133, le xénon-135, l'iode-131, l'iode-133, le césium-137 [3].

### 1.1.4 Surveillance de la contamination du circuit primaire

Une des opérations de la mise à l'arrêt d'un réacteur consiste à épurer le fluide circulant dans le circuit primaire des radionucléides produits pendant le fonctionnement. Durant cette phase, des critères radiochimiques en termes de niveaux d'activité volumique du fluide primaire sont à respecter. Les critères radiochimiques sont utilisés pour concilier la radioprotection, la limitation des effluents, et la durée des arrêts de tranche. Un des objectifs de ces critères est de limiter la quantité des produits de fission présents dans le fluide primaire qui peuvent ensuite se diluer dans l'atmosphère du bâtiment réacteur lors de l'ouverture du circuit primaire.

Des mesures d'activité volumique sont faites régulièrement sur le fluide du circuit primaire pour initier les actions à entreprendre pour respecter les critères radiochimiques lors des étapes nécessaire pour la mise à l'arrêt à froid du réacteur. L'activité volumique du fluide du circuit primaire renseigne sur l'état du gainage du combustible, et permet de savoir si la contamination est très faible ou s'il y a plusieurs défauts d'étanchéité de la gaine combustible. La présence de xénon-133 dans le circuit est l'élément le plus significatif des défauts du gainage du combustible sur une tranche REP en exploitation [4]. En effet, du fait de son abondance, de sa période de décroissance et de sa mobilité, le xénon-133 est le principal radionucléide dans le fluide du circuit primaire [5].

La rupture d'intégrité du circuit primaire peut être envisagée à partir du moment où l'activité volumique du circuit primaire respecte les critères radiochimiques.

### 1.1.5 Contamination de l'air

Lorsque les critères radiochimiques sont respectés, le circuit primaire est ouvert. Les produits de fission gazeux résiduels se diluent dans l'air du bâtiment réacteur et contribuent à exposer le personnel qui est en cours d'intervention. L'exposition est contrôlée par des moyens de surveillance collectifs permettant d'alerter le personnel lorsque la contamination de l'air du bâtiment réacteur dépasse les seuils. L'activité volumique de l'air du bâtiment réacteur est surveillée avec des chaînes de Contrôle de Radioprotection de Tranche (KRT). Ce sont des installations fixes disposées aux endroits stratégiques dans le bâtiment réacteur. Elles mesurent en temps réel et en permanence l'activité volumique de l'air dans le bâtiment réacteur et alertent en cas de dépassement du seuil de pré-alarme fixé à  $0.4 \text{ MBq.m}^{-3}$  et du seuil d'alarme fixé à  $4 \text{ MBq.m}^{-3}$  [6]. Des installations mobiles, telles que les balises aérosols, balises gaz et iodes,

balises gamma, sont déployées dans le bâtiment réacteur pour mesurer la contamination de l'air. Si l'activité volumique de l'air dépasse les seuils de déclenchement des chaînes de détection, le bâtiment réacteur est alors évacué pour limiter l'exposition des travailleurs.

Etant donné que les chaînes KRT et les balises gaz mesurent une activité volumique, nous allons considérer dans cette étude que l'activité volumique du nuage de xénon-133 est normalisée à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

Le xénon-133 est le principal produit de fission gazeux responsable de l'exposition externe des personnes intervenant dans un bâtiment réacteur lors des arrêts de tranche. Ce gaz rare radioactif d'une demi-vie de 5.2 jours n'est pas filtré par les installations contrairement à d'autres gaz comme l'iode [7]. Les tableaux 1.1 et 1.2 présentent respectivement les principaux photons et électrons émis par les désintégrations de xénon-133. Le schéma des niveaux d'énergie des désintégrations du xénon-133, les spectres en énergie des particules  $\beta^-$ , des photons et des électrons générés par les désintégrations de xénon-133 sont présentés en Annexe A (page 151).

De façon générale, l'exposition, due au xénon-133 dans le bâtiment réacteur, dépend de la taille de la source de xénon-133 et de son activité volumique (Bq.m<sup>-3</sup>) à un instant donné. Ces deux paramètres peuvent avoir une influence sur le temps d'attente pour atteindre les critères dosimétriques liés au débit de dose.

Photons	Energie (keV)	Intensité (%)
X	4.3	5.8
	30.6	13.6
	31.0	25.0
	34.9	2.4
	35.0	4.6
	35.8	1.4
$\gamma$	81.0	36.9

TAB. 1.1 – Energie et intensité des principaux photons émis par les désintégrations de xénon-133

Electrons	Energie (keV)	Intensité (%)
$\beta^-$	75.2	1.4
	100.6	98.5
Auger	3.6	50.1
	25.5	5.7
Conversion interne	45.0	52.8
	75.3	8.0
	79.8	1.7

TAB. 1.2 – Energie et intensité des principaux électrons émis par les désintégrations de xénon-133

### 1.1.6 Conclusion

Nous avons expliqué l'origine et le contexte de l'exposition des travailleurs au xénon-133 qui est un gaz rare radioactif. Le xénon-133 est un produit de fission, et en temps normal il reste confiné dans les gaines combustibles. Cependant, des contraintes importantes s'exercent sur les gaines du combustible, ce qui peut entraîner des fuites de gaine et la présence de produits de fission dans le circuit primaire. Les mesures radiochimiques du fluide primaire apportent une connaissance sur l'état des gaines combustible et sur l'état de la contamination du fluide du circuit primaire. Lors des arrêts de tranche, l'étanchéité du circuit primaire est rompue et par conséquent si des produits de fission sont présents dans le circuit primaire alors une partie des produits de fission gazeux peut se diluer dans l'air du bâtiment réacteur. L'exposition du personnel vis-à-vis des gaz radioactifs est contrôlée, puisqu'en amont les critères radiochimiques sont là pour limiter la contamination de l'air du bâtiment réacteur et en aval des balises alertent le personnel lorsque la contamination dépasse un seuil fixé. Le xénon-133 est un des principaux produits de fission gazeux, qu'il est possible de trouver dans l'air du bâtiment réacteur, et qui peut potentiellement exposer le personnel.

## 1.2 Radioprotection

### 1.2.1 Principes de la radioprotection

La radioprotection est définie par le décret 2002-255 de la Direction Générale de la Sûreté Nucléaire et de la Radioprotection (DGSNR) : « La radioprotection est l'ensemble des règles, des procédures et des moyens de prévention et de surveillance visant à empêcher ou à réduire les effets nocifs des rayonnements ionisants produits sur les personnes directement ou indirectement, y compris par les atteintes portées à l'environnement ». Le système de protection radiologique développée par la Commission Internationale de Radioprotection (ICRP) repose sur trois principes, que doit respecter toute exposition aux rayonnements ionisants. Il s'agit des principes de la justification de l'exposition aux rayonnements ionisants, de l'optimisation de l'exposition, et de la limitation des doses reçues. Ils sont intégrés dans la législation française [8].

Le principe de justification : il consiste à prendre en considération les coûts et les avantages d'une activité. L'activité avec une exposition aux rayonnements ionisants est justifiée si les avantages pour l'individu ou la société sont supérieurs aux risques liés à l'irradiation.

Le principe d'optimisation : dès lors qu'une exposition est justifiée, la protection radiologique des personnes doit être optimisée pour rester aussi faible que raisonnablement possible compte tenu des facteurs économiques et sociétaux, c'est la démarche ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

Le principe d'application des limites de dose : pour une exposition planifiée autre qu'une ex-



position médicale de patients, l'exposition d'un individu doit respecter les limites dosimétriques réglementaires qui seront évoquées dans le paragraphe 1.2.6.

## 1.2.2 Liens entre les grandeurs physiques, de protection et opérationnelles

En radioprotection, plusieurs grandeurs sont utilisées : les grandeurs physiques, les grandeurs de protection, et les grandeurs opérationnelles. La figure 1.3 (page 10) illustre les relations entre les grandeurs qui seront définies plus précisément dans les parties 1.2.3, 1.2.4, 1.2.5.

Les grandeurs physiques, telles que le kerma  $K$ , la fluence  $\Phi$ , et la dose absorbée  $D$ , sont des grandeurs obtenues par la mesure ou par le calcul. Elles sont directement liées à l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière.

Les grandeurs de protection sont utilisées pour quantifier l'exposition des personnes aux rayonnements ionisants en prenant en compte l'impact des rayonnements ionisants sur les différents tissus du corps humain. La dose équivalente  $H_T$  dans les tissus et la dose efficace  $E$  sont des grandeurs de protection uniquement accessibles par des codes de calcul. Elles sont calculées en utilisant les fantômes anthropomorphiques, les grandeurs physiques, les facteurs de pondérations radiologiques  $W_R$  et tissulaires  $W_T$ . Les limites dosimétriques de la réglementation sont basées sur des grandeurs de protection qui ne sont pas mesurables avec des instruments de mesure.

En radioprotection, le système de gestion des risques liés à l'exposition aux rayonnements ionisants se base sur les grandeurs opérationnelles qui permettent d'estimer en majorant les grandeurs de protection, puisque ces dernières ne sont pas directement mesurables. Les grandeurs opérationnelles sont obtenues de plusieurs façons :

- par des simulations avec des fantômes homogènes définis par l'ICRU et le facteur de qualité  $Q(L)$
- par des calculs utilisant les grandeurs physiques, les coefficients de conversion donnés dans les rapports 57 de l'ICRU [9] et 74 de l'ICRP [10]
- par des instruments de mesure étalonnés pour mesurer des grandeurs opérationnelles

## 1.2.3 Grandeurs physiques

En radioprotection, des grandeurs physiques ponctuelles sont utilisées pour caractériser le champ de rayonnements ionisants en un point. Il s'agit de la fluence  $\Phi$ , du kerma  $K$  et de la dose absorbée  $D$ .

### 1.2.3.1 Fluence

La fluence, notée  $\Phi$ , permet de caractériser la densité spatiale de rayonnements ionisants. Elle est définie par l'équation 1.1, où  $dN$  est un nombre de particules incidentes traversant la

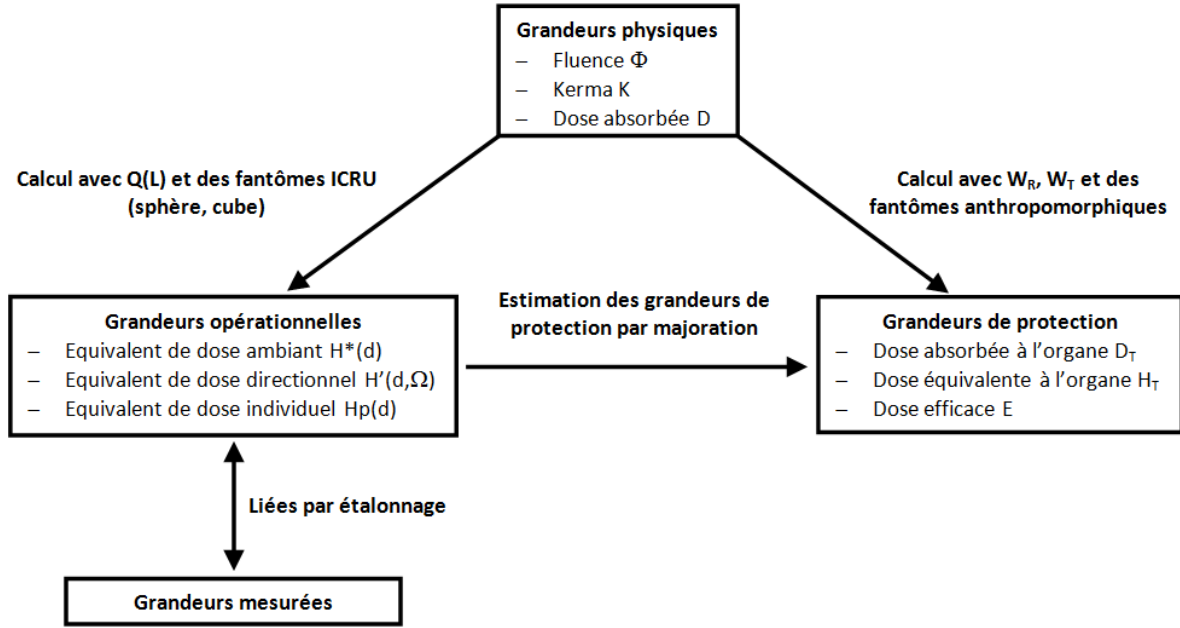


FIG. 1.3 – Relations entre les différentes grandeurs utilisées en radioprotection [10]

section diamétrale  $da$  d'une sphère. L'unité de la fluence est le  $\text{m}^{-2}$  [11].

Le flux  $\dot{\Phi}$  est une fluence  $\Phi$  normalisée par le temps. L'unité est le  $\text{m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ .

$$\dot{\Phi} = \frac{dN}{da} \quad (1.1)$$

### 1.2.3.2 Dose absorbée

L'énergie impartie  $\varepsilon$  correspond à l'énergie communiquée au milieu provenant des rayonnements ionisants. Elle est définie par l'équation 1.2, et est égale à la différence de la totalité des énergies des rayonnements ionisants entrants  $\sum E_e$  et sortants  $\sum E_s$  du volume à laquelle il faut ajouter le terme  $Q_\Delta$  qui correspond à la variation de masse des noyaux et des particules impliqués dans les interactions nucléaires dans le volume.

$$\varepsilon = \sum E_e - \sum E_s + Q_\Delta \quad (1.2)$$

La dose absorbée  $D$  est la grandeur dosimétrique utilisée pour mettre en évidence la quantité d'énergie absorbée par unité matière en un point donné. Son unité est le Gray (Gy) qui correspond au Joule par kilogramme ( $\text{J}.\text{kg}^{-1}$ ). La dose absorbée  $D$  en un point est obtenue avec l'équation 1.3, où  $d\bar{\varepsilon}$  est l'énergie impartie moyenne dans le volume élémentaire de masse  $dm$  [11].

Le débit de dose absorbée  $\dot{D}$  est une dose absorbée normalisée par un temps d'exposition, l'unité

de la grandeur est le Gray par seconde ( $\text{Gy.s}^{-1}$ ) ou le Gray par heure ( $\text{Gy.h}^{-1}$ ).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.3)$$

### 1.2.3.3 Kerma

Le kerma (Kinetic Energy Released per Mass Unit), noté  $K$ , est une grandeur exprimée dans un milieu en un point donné. Le kerma est défini par l'équation 1.4, où  $dE_{tr}$  représente la somme des énergies cinétiques initiales de l'ensemble des particules chargées mises en mouvement par les particules neutres incidentes dans un élément de volume de masse  $dm$ . L'unité du kerma est le Gray (Gy). Le kerma  $K$  correspond à une énergie transférée par unité de matière, alors que la dose absorbée  $D$  correspond à une énergie absorbée par unité de matière.

Le débit de kerma  $\dot{K}$  est le kerma normalisé par le temps, son unité est le Gray par seconde ( $\text{Gy.s}^{-1}$ ) ou le Gray par heure ( $\text{Gy.h}^{-1}$ ).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.4)$$

### 1.2.3.4 Dose absorbée dans un tissu

En général, on parle de dose absorbée dans un tissu ou dans un organe du corps humain. Elle est obtenue avec l'équation 1.5, où  $E_T$  est l'énergie déposée dans l'ensemble du tissu ou de l'organe et  $m_T$  est la masse de ce dernier.

Le débit de dose absorbée  $\dot{D}_T$  est utilisé pour prendre en compte une dose absorbée normalisée par un temps d'exposition. L'unité employée est le Gray par seconde ( $\text{Gy.s}^{-1}$ ) ou le Gray par heure ( $\text{Gy.h}^{-1}$ ).

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} \left( \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \right) \times dm = \frac{E_T}{m_T} \quad (1.5)$$

## 1.2.4 Grandeurs de protection

Des grandeurs appelées doses sont utilisées pour quantifier l'exposition d'une personne aux rayonnements ionisants. Elles ont été définies par la Commission Internationale de Radioprotection (ICRP) et par la Commission Internationale des Unités et des Mesures en Radioprotection (ICRU). Les termes de dose équivalente, dose efficace, dose efficace engagée, débits de dose sont définis dans les parties suivantes.

### 1.2.4.1 Dose équivalente

La dose équivalente  $H_T$  est une grandeur de protection utilisée pour tenir compte de l'effet biologique relatif des différents types de rayonnements ionisants sur les tissus. Son unité est le Sievert (Sv) qui est homogène au Joule par kilogramme ( $\text{J.kg}^{-1}$ ).

L'équation 1.6 permet de calculer la dose équivalente qui est obtenue en multipliant la dose absorbée  $D_{T,R}$  par les facteurs de pondération des rayonnements ionisants  $W_R$  [8] [11]. Ces derniers dépendent du type de particules primaires et de leur énergie. Les connaissances sur ces facteurs radiologiques sont le résultat des travaux dans le domaine de la radiobiologie. Les valeurs des facteurs de pondération radiologiques  $W_R$  sont présentées en Annexe B (page 157). Le débit de dose équivalente, noté  $\dot{H}_T$ , est utilisé pour prendre en compte une dose équivalente normalisée par un temps d'exposition. L'unité est le Sievert par seconde ( $\text{Sv.s}^{-1}$ ) ou le Sievert par heure ( $\text{Sv.h}^{-1}$ ).

$$H_T = \sum_R W_R \times D_{T,R} \quad (1.6)$$

#### 1.2.4.2 Dose efficace

La dose efficace  $E$  est une grandeur de protection qui tient compte des facteurs de pondération radiologiques  $W_R$  et des différentes radiosensibilités des tissus du corps humain avec les facteurs  $W_T$ . Elle permet de planifier et d'optimiser la protection, de démontrer que les limites dosimétriques sont respectées [11]. L'unité de cette grandeur est le Sievert (Sv).

L'équation 1.7 présente le calcul pour obtenir la dose efficace. Les paramètres utilisés sont la dose équivalente dans l'organe  $H_T$  et le facteur de pondération de la radiosensibilité des tissus  $W_T$  qui dépend de la radiosensibilité des parties du corps humain considérées [8] [11]. Les facteurs de pondération tissulaire  $W_T$ , présentées en Annexe B (page 157), ont été obtenus grâce à des études épidémiologiques en particulier réalisées sur les populations irradiées survivantes d'Hiroshima et Nagasaki.

Le débit de dose efficace  $\dot{E}$  est utilisé pour prendre en compte une dose efficace normalisée par un temps d'exposition. L'unité est le Sievert par seconde ( $\text{Sv.s}^{-1}$ ) ou le Sievert par heure ( $\text{Sv.h}^{-1}$ ).

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R \times D_{T,R} = \sum_T W_T \times H_T \quad (1.7)$$

#### 1.2.4.3 Doses engagées

Les radionucléides incorporés par le corps humain irradient les tissus pendant une durée qui dépend de leur constante physique  $\lambda_{phy}$  et de leur constante biologique  $\lambda_{bio}$  dans le corps humain. L'évolution de la quantité de radionucléides dans le corps humain est donnée par l'équation 1.8.

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda_{phy} \times N - \lambda_{bio} \times N \quad (1.8)$$

Pour prendre en compte le fait que l'individu continuera d'être exposé tant que le radionucléide n'a pas disparu du corps humain, on utilise des doses engagées. Elles sont calculées sur une période  $\tau$  de 50 ans pour les adultes et de 70 ans pour les enfants. La dose équivalente engagée

et la dose efficace engagée sont obtenues avec les équations 1.9 et 1.10.

$$H_T(\tau) = \int_{t=0}^{\tau} \dot{H}_T(t) \times dt \quad (1.9)$$

$$E(\tau) = \sum_T W_T \times H_T(\tau) \quad (1.10)$$

Plus généralement, la dose efficace engagée est estimée avec l'équation 1.11, où  $h(g)_{i,ingeree}$  et  $h(g)_{i,inhalee}$  sont des doses efficaces engagées par unité d'incorporation,  $A_{i,ingeree}$  et  $A_{i,inhalee}$  sont les activités incorporées par ingestion et par inhalation. Les doses efficaces engagées par unité d'incorporation sont répertoriées dans des tables [12], et les activités incorporées par ingestion et par inhalation sont estimées.

$$E(\tau) = \sum_i h(g)_{i,ingeree} \times A_{i,ingeree} + \sum_i h(g)_{i,inhalee} \times A_{i,inhalee} \quad (1.11)$$

### 1.2.5 Grandeurs opérationnelles

La dose équivalente et la dose efficace sont des grandeurs de protection que l'on obtient en utilisant des codes de calcul permettant de simuler l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière. Cependant, ces grandeurs ne sont pas accessibles pour mesurer l'exposition d'un individu en conditions réelles. Par conséquent, l'ICRU a introduit des grandeurs opérationnelles, appelées équivalents de dose. Elles permettent de surestimer une exposition externe sans avoir à utiliser les grandeurs de protection difficilement mesurables.

#### 1.2.5.1 Equivalent de dose

L'équivalent de dose, noté  $H$ , surestime légèrement les grandeurs de protection qui sont la dose équivalente dans les tissus  $H_T$  et la dose efficace  $E$ . Il est calculé avec l'équation 1.12 en utilisant la dose absorbée  $D$  au point d'intérêt dans les tissus et un facteur  $\bar{Q}$  qui tient compte de la nocivité du rayonnement à l'énergie considérée au travers de la typologie des dépôts d'énergie avec le transfert linéique d'énergie  $L$  qui est la quantité d'énergie transférée par unité de longueur.

$$H = D \times \bar{Q} \quad (1.12)$$

Le facteur  $Q$  est une fonction dépendant du transfert linéique d'énergie  $L$  des particules chargées dans l'eau [13], comme l'illustrent les trois équations 1.13.

$$\begin{cases} Q(L) = 1 & (L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m}) \\ Q(L) = 0.32 \times L - 2.2 & (10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m}) \\ Q(L) = 300/\sqrt{L} & (L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m}) \end{cases} \quad (1.13)$$

Le facteur  $\bar{Q}$  est le facteur de qualité moyen calculé avec l'équation 1.14 par intégration sur le spectre en transfert linéique d'énergie de la dose absorbée au point d'intérêt. Le terme  $\frac{dD}{dL}$  est la distribution de la dose absorbée dans le tissu au point d'intérêt pour les particules chargées dont le transfert linéique d'énergie dans l'eau est compris entre  $L$  et  $L + dL$ .

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \times \int_L Q(L) \times \left( \frac{dD}{dL} \right) \times dL \quad (1.14)$$

D'après les équations 1.12 et 1.14, nous en déduisons que l'équivalent de dose est calculé avec l'équation 1.15.

$$H = \int_L Q(L) \times \left( \frac{dD}{dL} \right) \times dL \quad (1.15)$$

### 1.2.5.2 Définition des équivalents de dose

En dosimétrie, les équivalents de dose sont des grandeurs mesurées par les instruments pour quantifier la dose reçue par un individu dans le cas d'une exposition externe.

L'équivalent de dose ambiant  $H^*(d)$  et l'équivalent de dose directionnel  $H'(d, \Omega)$  sont utilisés pour la dosimétrie d'ambiance, ils sont mesurés avec les radiamètres.

L'équivalent de dose individuel  $H_p(d)$  est utilisé pour la dosimétrie personnelle. Il est mesuré avec des dosimètres portés par les personnes.

Toutes ces grandeurs opérationnelles sont définies dans les rapports 39 [14], 43 [15], 47 [16], 51 [17] de l'ICRU. Les spécifications permettant de mesurer  $H^*(d)$ ,  $H'(d, \Omega)$  et  $H_p(d)$  sont détaillées dans les paragraphes qui suivent.

### Dosimétrie d'ambiance

**Fantôme** Les équivalents de dose  $H^*(d)$  et  $H'(d, \Omega)$  sont définis par l'ICRU en utilisant un fantôme homogène, appelé sphère ICRU, qui simule le corps humain. C'est une sphère de 30 cm de diamètre, composée d'un matériau équivalent-tissu, de densité égale à 1, avec une composition massique de 76.2% d'oxygène, de 11.1% de carbone, de 10.1% d'hydrogène, et de 2.6% d'azote.

**Equivalent de dose ambiant  $H^*(d)$**  Pour un champ expansé unidirectionnel, l'équivalent de dose ambiant  $H^*(d)$  correspond à l'équivalent de dose dans la sphère ICRU à une profondeur  $d$  exprimée en millimètre. La figure 1.4 (page 15) illustre les conditions d'irradiation recommandées par l'ICRU pour mesurer cette grandeur.

**Equivalent de dose directionnel  $H'(d, \Omega)$**  Pour un champ expansé, l'équivalent de dose directionnel  $H'(d, \Omega)$  correspond à l'équivalent de dose dans la sphère ICRU à une profondeur

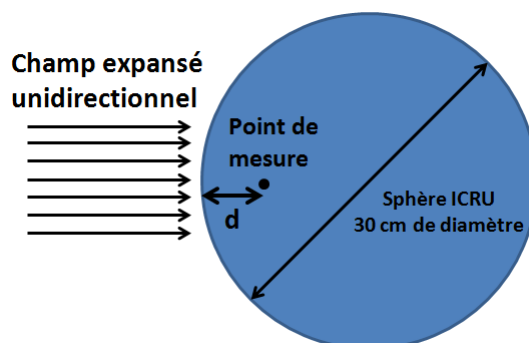


FIG. 1.4 – Mesure de l'équivalent de dose ambiant  $H^*(d)$  dans un champ expansé unidirectionnel.

$d$  exprimée en millimètre, sur un rayon dont la direction  $\Omega$  est spécifiée. La figure 1.5 (page 15) présente les conditions d'irradiation pour mesurer  $H'(d, \Omega)$ .

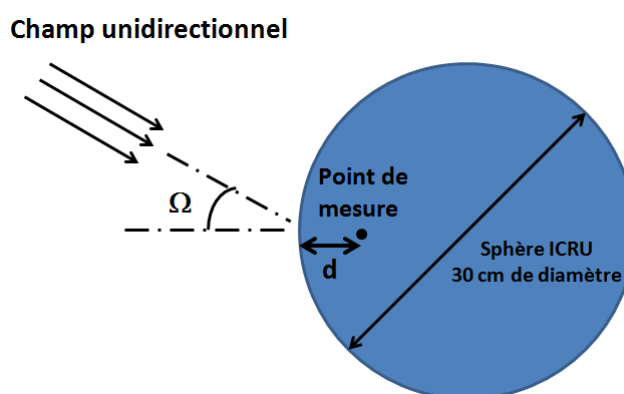
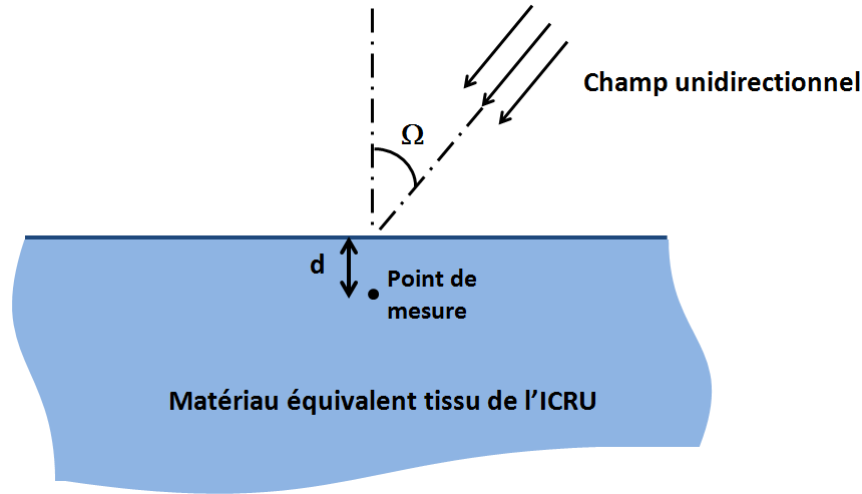


FIG. 1.5 – Mesure de l'équivalent de dose directionnel  $H'(d, \Omega)$ .

## Dosimétrie individuelle

**Fantôme** Trois fantômes constitués d'équivalent tissu sont définis par l'ICRU pour mesurer l'équivalent de dose personnel  $H_p(d)$ . Il s'agit d'un fantôme plaque de  $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ , d'un fantôme cylindrique de  $7.3\text{ cm}$  de diamètre et de  $30\text{ cm}$  de longueur, et un fantôme cylindrique de  $1.9\text{ cm}$  de diamètre et de  $30\text{ cm}$  de longueur [18].

**Equivalent de dose personnel  $H_p(d, \Omega)$**  L'équivalent de dose individuel  $H_p(d, \Omega)$  correspond à l'équivalent de dose dans un matériau équivalent tissu à une profondeur  $d$  exprimée en millimètre, sous un point spécifié du corps humain, lorsque le faisceau incident arrive avec un angle d'incidence  $\Omega$  par rapport à la normale de la surface. La figure 1.6 (page 16) montre la configuration considérée pour mesurer cette grandeur opérationnelle. En général, les dosimètres mesurent la valeur  $H_p(d)$  lorsque le champ de rayonnement est multidirectionnel.

FIG. 1.6 – Mesure de l'équivalent de dose individuel  $H_p(d, \Omega)$ .

### 1.2.5.3 Utilisation des équivalents de dose

Le tableau 1.3 présente les équivalents de dose utilisés en dosimétrie d'ambiance et en dosimétrie personnelle pour estimer en majorant les grandeurs de protection, telles que la dose équivalente à la peau moyennée sur  $1 \text{ cm}^2$ , la dose équivalente au cristallin, et la dose efficace au corps entier.

Selon l'ICRU, une profondeur  $d$  de 10 mm permet de connaître la dose efficace.  $H^*(10)$ ,  $H'(10, \Omega)$  donnent une évaluation de la dose efficace pour la dosimétrie d'ambiance et  $H_p(10)$  pour la dosimétrie personnelle.

Une profondeur  $d$  de 3 mm est utilisée pour évaluer l'exposition du cristallin, puisque sa partie radiosensible se trouve à 3 mm de profondeur. Pour la dosimétrie d'ambiance, les équivalents de dose  $H^*(3)$  et  $H'(3, \Omega)$  sont utilisés. L'équivalent de dose  $H_p(3)$  est employé pour la dosimétrie personnelle.

L'équivalent de dose à la peau est obtenu en considérant la profondeur moyenne de l'épiderme qui est de  $70 \mu\text{m}$ . Ainsi les grandeurs  $H^*(0.07)$ ,  $H'(0.07, \Omega)$  évaluent la dose équivalente à la peau pour la dosimétrie d'ambiance, et  $H_p(0.07)$  pour la dosimétrie personnelle.

	Dosimétrie d'ambiance	Dosimétrie personnelle
Dose efficace	$H^*(10)$ $H'(10, \Omega)$	$H_p(10)$
Dose équivalente au cristallin	$H^*(3)$ $H'(3, \Omega)$	$H_p(3)$
Dose équivalente à la peau (moyenne sur $1 \text{ cm}^2$ )	$H^*(0.07)$ $H'(0.07, \Omega)$	$H_p(0.07)$

TAB. 1.3 – Equivalents de dose pour évaluer la dose efficace, la dose équivalente au cristallin et la dose équivalente à la peau moyennée sur  $1 \text{ cm}^2$



## 1.2.6 Réglementation

### 1.2.6.1 Instances en radioprotection

La radioprotection a été initiée au cours des années 1920 avec la création de deux instances internationales non gouvernementales l'ICRU et l'ICRP, dont le but est de protéger les personnes contre les dangers des rayonnements ionisants.

L'ICRU a été créée lors du premier congrès international de radiologie en 1925 et a pour but de développer des recommandations portant sur les unités, les grandeurs, les procédures de mesures relatives aux rayonnements ionisants dans les domaines de la radiologie, de la radiothérapie, de la médecine nucléaire, de la radioprotection, et des activités industrielles [19].

L'ICRP a été créée en 1928 lors du second congrès international de radiologie. C'est un organisme dont le but est de produire des recommandations liées à l'utilisation des rayonnements ionisants et à leurs effets sur la santé [20].

Ces deux instances publient des recommandations qui sont des références en termes de radioprotection, et qui sont suivies par les organisations internationales gouvernementales comme l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (IAEA), ou par la Communauté Européenne de l'Energie Atomique (CEEa).

L'IAEA, créée en 1957, a de nombreuses missions, comme promouvoir la sécurité, la sûreté des technologies nucléaires. Elle publie des standards et des recommandations suivis par l'ensemble du secteur de l'industrie nucléaire et de la médecine nucléaire [21].

Au niveau européen, la Communauté Européenne de l'Energie Atomique (CEEa ou Euratom) a été créée en 1957 [22]. Elle doit permettre de développer l'énergie nucléaire en protégeant la population et les travailleurs des effets des rayonnements ionisants. La Commission élabore des directives que les états membres doivent appliquer dans leur droit national [23].

### 1.2.6.2 Valeurs actuelles des limites de dose

En France, la Direction Générale du Travail (DGT) et l'Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN) définissent la réglementation dans le domaine de la radioprotection des travailleurs. Les recommandations de l'ICRP sont prises en compte pour établir les limites d'exposition des personnes aux rayonnements ionisants. Les limites en radioprotection apparaissent dans le Code de la Santé Publique et dans le Code du Travail. Elles ne s'appliquent pas aux expositions médicales des patients, mais uniquement aux expositions planifiées.

Trois critères sont pris en compte pour établir les limites dosimétriques. Il s'agit de la dose équivalente à la peau, de la dose équivalente au cristallin et de la dose efficace. La limite dosimétrique d'un de ces trois critères ne doit pas être dépassée pour veiller à la santé des personnes. Le tableau 1.4 présente les limites dosimétriques en vigueur en France pour les travailleurs appartenant à la catégorie A, à la catégorie B et pour les personnes du public.

	Travailleurs (cat. A)	Travailleurs (cat. B)	Public
Dose efficace	20 mSv	6 mSv	1 mSv
Dose équivalente au cristallin	150 mSv	45 mSv	15 mSv
Dose équivalente à la peau (moyenne sur 1 cm <sup>2</sup> )	500 mSv	150 mSv	50 mSv

TAB. 1.4 – Limites dosimétriques sur 12 mois glissants pour les travailleurs de catégorie A, de catégorie B, et pour le public.

### 1.2.6.3 Evolution des limites de dose au cristallin

L'ICRP a décidé en 2011 d'abaisser ses recommandations pour la dose équivalente limite au cristallin, puisque des études ont mis en évidence que le seuil d'apparition des cataractes radioinduites est plus faible que ce qui était considéré. Actuellement, l'ICRP considère que ce seuil d'apparition est 500 mSv [24].

A l'heure actuelle la limite en dose équivalente au cristallin recommandée par l'ICRP pour les travailleurs de catégorie A est de 20 mSv sur 12 mois glissants. Les limites de dose présentées dans le tableau 1.4 sont encore d'actualité en France avec la directive européenne 96/29/Euratom, mais vont prochainement changer avec la nouvelle recommandation de l'ICRP pour l'exposition du cristallin qui apparaît dans la directive européenne 2013/59/Euratom.

### 1.2.6.4 Critères limitant l'exposition

Dans le cas d'une exposition aux gaz rares, l'ICRP recommande uniquement de prendre en compte l'exposition externe. Par conséquent pour une exposition dans un nuage de xénon-133, il est considéré que l'exposition interne est négligeable devant la contribution de l'exposition externe [25].

L'exposition externe d'un travailleur dans un nuage de xénon-133 sur 12 mois consécutifs est limitée par le critère le plus restrictif parmi le critère de la dose efficace avec l'équation 1.16, le critère de la dose équivalente au cristallin avec l'équation 1.17, et le critère de la dose équivalente à la peau avec l'équation 1.18 [26].

$$\sum_T W_T \times \dot{h}_T \times \int_{\tau} C(t) \times dt \leq E_{lim} \quad (1.16)$$

$$\dot{h}_{cristallin} \int_{\tau} C(t) \times dt \leq H_{cristallin \ lim} \quad (1.17)$$

$$\dot{h}_{peau} \int_{\tau} C(t) \times dt \leq H_{peau \ lim} \quad (1.18)$$

Les variables utilisées sont le facteur de débit de dose équivalente dans les tissus  $\dot{h}_T$  (en Sv.h<sup>-1</sup>.Bq<sup>-1</sup>.m<sup>3</sup>), le facteur de débit de dose équivalente au cristallin  $\dot{h}_{cristallin}$  (en Sv.h<sup>-1</sup>.Bq<sup>-1</sup>.m<sup>3</sup>), le facteur de

débit de dose équivalente à la peau  $\dot{h}_{\text{peau}}$  (en  $\text{Sv.h}^{-1}.\text{Bq}^{-1}.\text{m}^3$ ), la concentration volumique de gaz inerte radioactif dans l'air à un instant  $t$  pendant une période  $\tau$  de 12 mois de travail représentée par le terme  $C(t)$ , le facteur de pondération  $W_T$  tenant compte de la radiosensibilité des tissus du corps humain. Les termes  $E_{\text{lim}}$ ,  $H_{\text{cristallin lim}}$ ,  $H_{\text{peau lim}}$ , représentent respectivement les limites sur 12 mois glissants de la dose efficace, de la dose équivalente au cristallin et de la dose équivalente à la peau.

### 1.2.7 Conclusion

Le rôle de la radioprotection est de protéger les personnes des effets nocifs des rayonnements ionisants. L'ICRP a introduit trois grands principes de radioprotection qui sont la justification de l'exposition, l'optimisation de la protection et le respect de la réglementation. La réglementation en radioprotection a été abordée en présentant les instances qui définissent la réglementation, puis les limites dosimétriques. Des grandeurs sont nécessaires pour quantifier l'exposition aux rayonnements ionisants et montrer que les limites introduites par la législation sont respectées. Les grandeurs physiques sont directement accessibles avec des instruments de mesure, alors que les grandeurs de protection, sur lesquelles la réglementation s'applique, ne sont pas directement mesurables. Par conséquent, des grandeurs opérationnelles sont employées en radioprotection pour estimer en majorant légèrement les grandeurs de protection. La réponse des instruments mesurant une dose, tels que les radiamètres et les dosimètres, est étalonnée selon ces grandeurs opérationnelles.

## 1.3 Problématiques et méthodologies

### 1.3.1 Objectifs

L'objectif de la thèse est d'étudier les modes d'exposition externe et interne des personnes au xénon-133 intervenant dans un bâtiment réacteur à partir de la mise à jour des données sur l'exposition au xénon-133 dans une configuration réaliste et d'initier une réflexion sur les stratégies de protection.

Nous allons expliquer les problématiques de l'étude sur l'exposition au xénon-133, ainsi que les méthodologies mises en place.

### 1.3.2 Exposition externe

#### 1.3.2.1 Problématiques

En radioprotection, nous parlons d'exposition externe lorsque la source de rayonnements ionisants se trouve à l'extérieur d'un individu. Dans le cadre de la thèse, nous étudions l'exposition externe d'un individu immergé dans une source volumique : un nuage radioactif composé

d'air et de xénon-133. L'exposition externe dépend de la taille de la source volumique de xénon-133 et de son activité volumique (en  $\text{Bq.m}^{-3}$ ).

Dans la législation française, les limites dosimétriques pour les travailleurs sont de 500 mSv/an pour la dose équivalente à la peau, de 150 mSv/an pour la dose équivalente au cristallin, et de 20 mSv/an pour la dose efficace au corps entier. Ces limites dosimétriques sont amenées à changer avec les nouvelles recommandations de la publication 103 de l'ICRP qui abaissent la limite de la dose équivalente annuelle au cristallin. Elle sera prochainement fixée à 20 mSv/an. La législation européenne relative à la protection sanitaire contre les dangers résultant de l'exposition aux rayonnements ionisants est définie dans la Directive Européenne 2013/59/Euratom [27] qui se base sur les recommandations de la publication 103 de l'ICRP.

L'exposition externe au xénon-133 a été étudiée dès les années 1970 pour une immersion dans un nuage semi-sphérique infini de xénon-133, mais pas pour une immersion réaliste qui a lieu dans un nuage de xénon-133 confiné à l'intérieur de l'enceinte d'un bâtiment réacteur.

Les objectifs sont :

- d'étudier l'exposition au xénon-133 dans le cas où une personne se trouve dans un bâtiment réacteur qui contient un nuage de xénon-133,
- d'étudier l'impact du changement de réglementation introduit par la diminution de la limite dosimétrique au cristallin.

### 1.3.2.2 Méthodologie

L'étude de l'exposition externe au xénon-133 dans un bâtiment réacteur repose sur le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 simulant l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière, la modélisation d'un fantôme anthropomorphique MIRD adapté à la problématique cristallin et d'une géométrie réaliste d'un bâtiment réacteur du parc nucléaire français.

Dès les années 1970, des études ont été effectuées sur l'exposition externe au xénon-133 dans une configuration où le fantôme anthropomorphique est sur un plancher et est immergé dans un nuage de xénon-133 infini. Tout d'abord, nous commençons par simuler l'exposition externe au xénon-133 avec une configuration similaire à celle employée par les études effectuées dans le domaine. Le but de cette première démarche est de valider notre modèle en comparant les résultats des simulations avec les données issues de la bibliographie.

Par la suite, l'exposition externe au xénon-133 est simulée dans un cas réaliste qui se produit lorsqu'une personne se trouve dans un bâtiment réacteur contenant du xénon-133. Comme il existe une multitude de scénarios d'exposition au xénon-133, l'étude commence par définir la géométrie du bâtiment réacteur et un scénario d'exposition qui nous conduisent à considérer le cas le plus conservatif pour lequel l'exposition au xénon-133 est maximale. Le fantôme est ensuite placé dans le bâtiment réacteur, à l'endroit où l'exposition est maximale pour pouvoir majorer l'exposition. Des simulations Monte-Carlo GEANT4 sont effectuées pour quantifier l'exposition au xénon-133 dans le bâtiment réacteur. Des simulations sont effectuées en générant uniformément les désintégrations de xénon-133 dans l'air du bâtiment réacteur. Cependant,

avec une source volumique de xénon-133 d'une telle taille, le temps de calcul est une des difficultés du calcul Monte-Carlo. Par conséquent, nous avons utilisé une technique de simulation pour réduire le temps de calcul et pour connaître l'évolution des débits de dose en fonction des dimensions du nuage de xénon-133 inclus dans un bâtiment réacteur. L'exposition au xénon-133 est étudiée dans plusieurs types de bâtiment réacteur du parc en exploitation.

### 1.3.3 Exposition interne

#### 1.3.3.1 Problématiques

Le mode d'exposition interne est pris en compte lorsqu'un radionucléide se trouve à l'intérieur du corps humain. L'incorporation peut se faire par ingestion, par inhalation, par voie cutanée. Dans le cas d'une personne se trouvant dans un nuage de xénon-133, le seul mode d'incorporation envisagé est l'inhalation.

La publication 30 de l'ICRP considère que l'exposition interne au xénon-133 est négligeable devant l'exposition externe [25]. Cependant lors de l'arrêt de tranche du réacteur de Dampierre 3 en 2009, les travailleurs sont intervenus sans protection respiratoire dans un bâtiment réacteur dont l'activité volumique de l'air en xénon-133 était de l'ordre de  $13 \text{ MBq.m}^{-3}$ . A leur sortie de site, un dispositif de mesure a identifié une présence de xénon-133 dans les poumons, ce qui signifie que dans certaines conditions, le xénon-133 peut engendrer une irradiation interne.

Les objectifs sont :

- d'étudier l'exposition des voies respiratoires et les poumons qui sont directement exposés au xénon-133 inhalé,
- d'étudier l'exposition interne suite à une inhalation de xénon-133.

#### 1.3.3.2 Méthodologie

Les expositions des voies respiratoires et des poumons sont modélisées, puis simulées avec des simulations monte-Carlo GEANT4. Les résultats obtenus sont ensuite comparés avec les valeurs d'exposition provenant des publications médicales qui existent sur le sujet, puisque le xénon-133 a longtemps été utilisé pour faire de l'imagerie fonctionnelle des poumons.

Le travail se poursuit avec l'exposition interne qui se produit lorsque le xénon-133 est inhalé. Cette étude se base sur une recherche bibliographique sur le mode d'exposition interne au xénon-133. Le cas d'une irradiation interne au xénon-133 est simulé avec un modèle biocinétique du xénon dans le corps humain.

### 1.3.4 Conclusion

Nous avons défini les objectifs principaux de la thèse qui portent sur l'étude de l'exposition des personnes au xénon-133 pour mettre à jour les données et pour initier une réflexion sur les stratégies de protection. Les problématiques de l'étude sont d'évaluer :

- l'exposition externe dans le cas d'une immersion dans un nuage xénon-133 confiné à l'intérieur d'un bâtiment réacteur,
- l'exposition des voies respiratoires et des poumons qui sont directement irradiés par le xénon-133 inhalé,
- l'exposition interne qui se produit lorsque le xénon-133 est véhiculé dans l'organisme par le sang.

Les méthodes consistent à modéliser l'exposition, puis à utiliser un code de calcul Monte-Carlo pour simuler l'exposition externe, l'exposition des voies respiratoires et l'exposition des poumons. Pour l'exposition interne, le travail se base uniquement sur une étude bibliographique.

## 1.4 Conclusion

Le xénon-133 est un des principaux produits de fission gazeux du combustible utilisé dans les réacteurs nucléaires. Dans certaines circonstances, ce gaz rare radioactif peut se retrouver dans l'air du bâtiment réacteur, et ainsi contribuer à exposer le personnel lorsqu'il intervient dans le bâtiment réacteur pour effectuer des opérations de maintenance. L'exposition au xénon-133 contenu dans l'air est surveillée en temps réel par l'ensemble des chaînes d'instrumentation du bâtiment réacteur. Nous proposons d'étudier et de quantifier l'exposition au xénon-133 dans des conditions d'exposition réalistes qui sont susceptibles de se produire lorsqu'un travailleur est dans un bâtiment réacteur.

Le prochain chapitre présente les outils mis en oeuvre pour simuler et quantifier l'exposition au xénon-133.

# Chapitre 2

## Outils de simulation

Dans le chapitre 1, nous avons présenté le contexte d'exposition au xénon-133, les grandeurs et la réglementation en radioprotection, et nous avons donné les problématiques ainsi que les méthodologies concernant l'étude de l'exposition externe et interne.

Dans ce chapitre, nous exposons les outils de simulations qui seront utilisés par la suite dans les chapitres 3 et 4 pour évaluer l'exposition externe et interne au xénon-133. Nous allons commencer par exposer le principe des codes de calculs Monte-Carlo et l'intérêt de leur utilisation en physique nucléaire pour simuler le transport des particules dans la matière. Puis nous détaillerons la modélisation d'un individu par un fantôme anthropomorphe pour mener des études dosimétriques. Enfin, nous aborderons la modélisation de la source de xénon-133 pour l'étude de l'exposition externe et pour l'exposition interne. Nous décrirons la géométrie de la source de xénon-133 pour l'étude de l'exposition externe dans un nuage semi-infini, puis dans un environnement réaliste tel qu'un bâtiment réacteur. Nous présenterons l'intérêt des modèles compartimentés pour étudier l'exposition interne due à l'inhalation du xénon-133. Nous arriverons ensuite à la modélisation de la source dans les poumons et les voies respiratoires qui sont directement exposés par le xénon-133 inhalé.

### 2.1 Code de calcul Monte-Carlo

Dans cette partie nous allons expliquer l'intérêt des codes de calcul Monte-Carlo pour simuler le transport des particules dans la matière, et nous nous intéresserons plus particulièrement au code Monte-Carlo GEANT4 utilisé dans cette thèse pour mener l'étude de dosimétrie sur l'exposition des travailleurs au xénon-133.

### 2.1.1 Méthode Monte-Carlo

La méthode Monte-Carlo est basée sur des densités de probabilité et sur des tirages aléatoires de nombres pour reproduire de façon réaliste des processus aléatoires difficilement accessibles par des méthodes analytiques ou déterministes. Cette méthode est particulièrement adaptée lorsque les systèmes sont complexes. Le nom de cette méthode fait allusion au célèbre quartier Monte-Carlo de la principauté de Monaco, très connu pour son casino et ses jeux de hasard. La méthode Monte-Carlo trouve des applications dans de nombreux domaines, tels que la finance, la résolution de problèmes mathématiques et la physique nucléaire avec le transport de particules dans la matière.

#### 2.1.1.1 Historique

La première utilisation d'une méthode stochastique, c'est-à-dire basée sur des processus aléatoires, est l'expérience de "l'aiguille de Buffon". Elle permet d'approcher la valeur du nombre  $\pi$  en répétant plusieurs fois un jet d'aiguille sur un parquet composé de planches parallèles de même largeur [28]. A la fin de la seconde guerre mondiale, dans le cadre du projet Manhattan, la méthode Monte-Carlo a été utilisée par Von Neumann et Ulam pour simuler la diffusion des neutrons dans un matériau fissile afin de développer l'arme nucléaire [29]. Par la suite, Metropolis et Ulam ont publié en 1949 sur l'utilisation de la méthode Monte-Carlo [30]. Le développement des méthodes Monte-Carlo s'est poursuivi avec le travail de Von Neumann, Ulam, et Metropolis. Ils ont utilisé des méthodes probabilistes pour résoudre des équations aux dérivées partielles dans le cadre du code Monte-Carlo de transport de particules MCNP [31]. De nombreux codes Monte-Carlo ont également été développés, tels que MCNPX [32], TRIPOLI [33], PENELOPE [34], GEANT4 [35], EGS5 [36], EGSnrc [37]. Ils permettent de simuler le transport des particules dans la matière de façon réaliste et d'estimer des grandeurs, telles que l'énergie déposée dans un volume, la fluence de particules à travers une surface.

#### 2.1.1.2 Principe

La méthode Monte-Carlo est une méthode basée sur un algorithme de calcul qui associe des probabilités et un tirage aléatoire de valeurs. Le rôle de cette méthode est d'apporter une solution statistique à un problème complexe qui ne peut pas être résolu par une approche analytique.

Une méthode Monte-Carlo, appliquée au transport de particules dans la matière, consiste à définir des paramètres d'entrée tels que la géométrie et les matériaux de la simulation, la nature de la source, les détecteurs pour obtenir les grandeurs recherchées, et les processus physiques. La figure 2.1 (page 25) illustre le cheminement d'un calcul Monte-Carlo appliqué au transport de particules. Le principe consiste à générer un grand nombre de particules primaires par la source de manière séquentielle, c'est à dire que les particules primaires sont émises une à une. Une particule primaire ou secondaire est caractérisée par une position, une direction, une énergie, et un libre parcours moyen dans le milieu traversé. L'histoire d'une particule primaire ou



secondaire est traitée de façon probabiliste avec des algorithmes qui calculent leur position, leur direction, leur énergie après une interaction, et leur libre parcours moyen dans un milieu. Ces paramètres sont obtenus par un tirage aléatoire parmi les distributions de probabilités spatiales, les distributions de probabilités directionnelles, les distributions de probabilités d'interaction des particules dans la matière contenues dans des tables de section efficace, les distributions de probabilités temporelles. Chaque particule est suivie lors de son passage dans les différents milieux jusqu'à son absorption ou sa sortie du volume de simulation. La qualité de la méthode Monte-Carlo repose sur la qualité du tirage aléatoire effectué par des générateurs de nombres pseudo-aléatoires.

Le résultat est obtenu en effectuant une moyenne du comptage sur l'ensemble des particules générées par la source et est toujours donné avec une incertitude statistique.

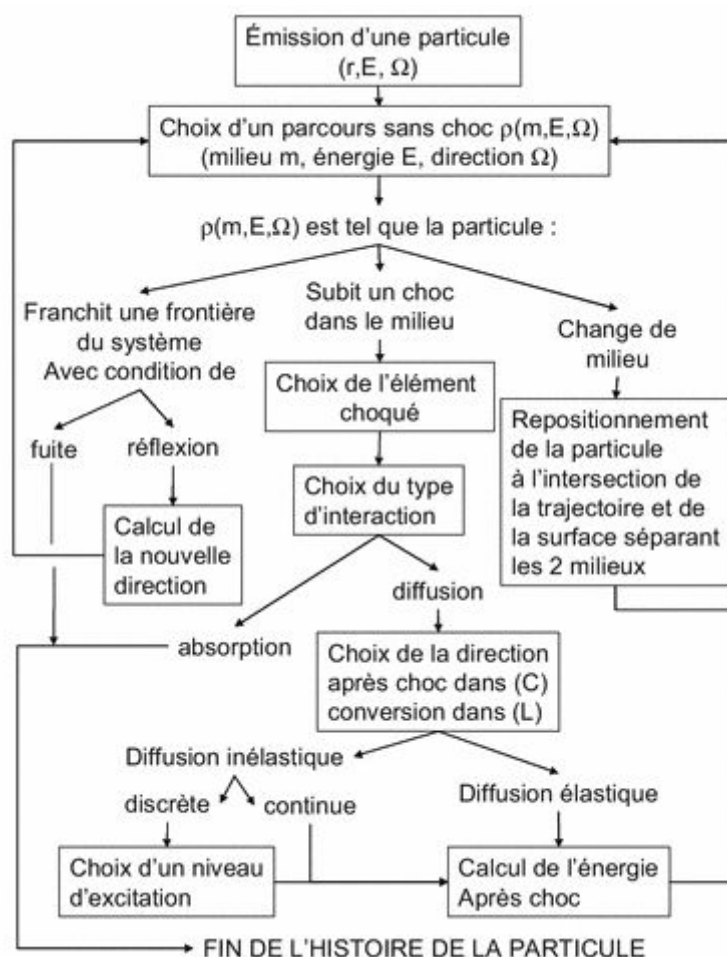


FIG. 2.1 – Logigramme du schéma de calcul de la méthode Monte-Carlo appliquée au transport des particules [38].

### 2.1.1.3 Moyenne et erreur statistique

Le résultat d'un calcul par la méthode de Monte-Carlo est donné avec une estimation de la moyenne et de son l'incertitude statistique associée. L'histoire d'une particule est définie par une variable aléatoire  $x$  qui est caractérisée par une moyenne et une incertitude.

Pour une simulation Monte-Carlo de  $N$  histoires, la moyenne arithmétique  $\bar{x}$  des valeurs  $x_i$  est définie avec l'équation 2.1.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.1)$$

La variance  $S^2$ , associée à la distribution arithmétique des valeurs  $x_i$ , est obtenu par l'estimateur de variance avec l'équation équation 2.2. Elle représente la dispersion de l'échantillon autour de sa valeur moyenne.

$$S^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1} \quad (2.2)$$

Le paramètre  $S$  peut être considéré comme étant une variable aléatoire. La variance de la distribution de la moyenne arithmétique est donnée par l'équation 2.3.

$$S_{\bar{x}}^2 = \frac{S^2}{N} \quad (2.3)$$

Le résultat d'une simulation Monte-Carlo sur la variable aléatoire  $X$  est exprimé avec la moyenne  $\bar{x}$  et son incertitude associée  $S_{\bar{x}}$ .

## 2.1.2 GEANT4

### 2.1.2.1 Présentation

GEANT (Geometry and tracking) est un environnement logiciel basé sur la méthode Monte-Carlo pour simuler le transport des particules dans la matière. La première version du code GEANT était proposée en 1974 et était codée en fortran. Depuis 2000, le code GEANT porte le nom de GEANT4 et a été réécrit en C++ qui est un langage orienté objet. Ce code est développé et évolue constamment grâce au travail de la collaboration internationale "GEAN4 collaboration".

L'environnement logiciel GEANT4 comporte des bibliothèques qui permettent de développer des applications dans de nombreux domaines, tels que l'astrophysique, la physique des hautes énergies, la physique des accélérateurs, l'instrumentation, et la dosimétrie [39]. GEANT4 intègre de nombreuses tables de sections efficaces, ce qui en fait un code adapté pour traiter le transport des particules des basses énergies jusqu'aux hautes énergies.

Le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 a été retenu en raison des nombreux avantages qu'il possède et qui sont très utiles pour mener une étude en dosimétrie. En effet, GEANT4 permet :

- de réutiliser une géométrie déjà conçue pour l'intégrer dans la géométrie d'un programme. La géométrie d'une simulation GEANT4 est définie avec une notion de volumes imbriqués.
- de générer la chaîne de désintégration d'un radionucléide.
- d'obtenir des informations sur les particules créées dans une simulation.
- de faire évoluer la géométrie avec le temps au cours d'une simulation.
- d'introduire des champs électromagnétiques dans la simulation.

### 2.1.2.2 Simulations GEANT4

Une simulation GEANT4 est constituée d'un programme écrit en C++ développé par l'utilisateur. Le programme inclut un fichier principal et plusieurs classes. L'utilisateur est amené à définir :

- la géométrie de la simulation.
- les rayonnements ionisants générés par la source.
- les phénomènes physiques liés à l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière.
- le processus de détection pour mesurer les grandeurs recherchées avec la simulation.

La géométrie de la simulation est définie dans la classe "GeometryConstruction". Les volumes, leur composition, et leur position sont déterminés par l'utilisateur. Il doit également définir dans la classe "SensitiveDetector" les volumes qui présentent un intérêt pour obtenir les grandeurs souhaitées.

Dans la classe "PrimaryGeneratorAction", l'utilisateur détermine la nature des événements à générer par la source. La source est caractérisée par le type de rayonnements ionisants (radionucléides, ions, photons, électrons, neutrons, protons, ...), par leur position initiale, par leur direction initiale, et par leur énergie initiale.

Les particules et les processus physiques des interactions des rayonnements avec la matière pris en compte dans la simulation sont répertoriés dans la classe "PhysicList".

En configurant correctement le programme GEANT4, l'utilisateur peut obtenir un certain nombre de mesurandes relatives aux particules primaires et secondaires, telles que le type de particule, l'énergie, l'énergie déposée, la direction.

Nous allons expliquer le déroulement d'une simulation GEANT4 par un exemple, présenté sur la figure 2.2 (page 28) [40].

La géométrie de cette simulation est constituée d'une cible et de plusieurs détecteurs positionnés derrière la cible. La source est un faisceau de protons unidirectionnel irradiant la cible en incidence normale. Dans la simulation, les protons émis par la source sont traités séquentiellement. Un proton émis correspond à un événement nommé "Event". La particule primaire ainsi que les particules secondaires créées sont suivies par GEANT4 jusqu'à leur disparition due soit à

une sortie du volume de simulation, soit à une perte totale d'énergie. Le parcours des particules est divisé en plusieurs segments appelés "Step". Les informations d'une particule se trouvent dans sa trace et sont contenues dans l'objet "Track". Les caractéristiques d'une particule sont obtenues à chaque "Step" lorsque les volumes d'intérêt caractérisés dans la classe "Sensitive-Detector" sont traversés.

L'utilisateur peut intervenir à différents endroits du code pour sauvegarder les mesurandes : soit à la fin d'un "Step" avec la classe "SteppingAction" ou "SensitiveDetector", soit à la fin d'un évènement avec la classe "EventAction", soit à la fin de la simulation avec la classe "RunAction". Il peut également décider de supprimer certaines particules créées au cours d'un évènement dans la classe "StackingAction".

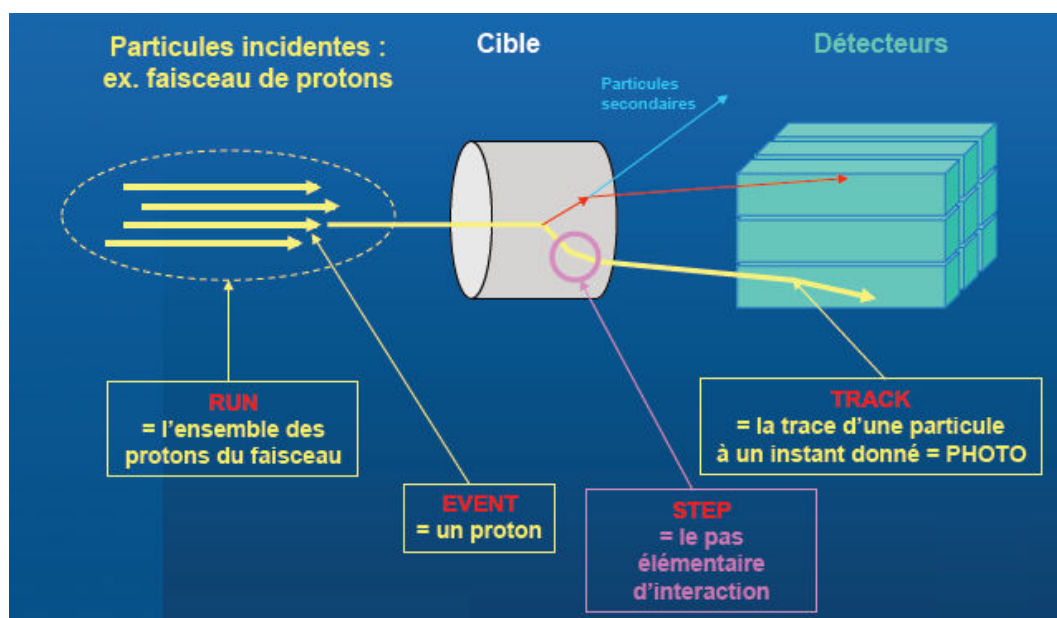


FIG. 2.2 – Exemple d'une simulation GEANT4 avec un faisceau de particules, une cible et des détecteurs [40].

### 2.1.3 Conclusion

Les méthodes Monte-Carlo sont des moyens très efficaces pour résoudre des problèmes et obtenir des grandeurs difficilement accessibles avec des méthodes analytiques. Les codes de calcul Monte-Carlo sont particulièrement utilisés pour simuler le transport des particules dans la matière.

Le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 est l'outil employé pour mener l'étude de dosimétrie sur l'exposition externe et interne au xénon-133. GEANT4 présente de nombreux avantages que nous allons exploiter par la suite. Par exemple, il est possible d'intégrer une géométrie déjà construite dans un programme avec la notion de volumes imbriqués, de générer entièrement la chaîne de désintégration d'un radionucléide, et d'étudier en détail le transport des particules

dans la matière. Toutes ces fonctionnalités font de GEANT4 un code très utilisé dans les milieux de la dosimétrie et de l'instrumentation.

## 2.2 Fantôme anthropomorphe

Nous avons vu dans la partie 1.2.2 (page 9) que les grandeurs de protection, telles que les doses équivalentes aux organes et la dose efficace, ne sont pas directement obtenues par des mesures. Elles sont obtenues en utilisant des fantômes anthropomorphes qui modélisent de façon réaliste le corps humain avec ses organes, et des codes de calcul Monte-Carlo qui simulent le transport des particules dans la matière. L'association d'un fantôme anthropomorphe et d'un code de calcul Monte-Carlo constitue l'outil indispensable pour comprendre l'exposition des personnes aux rayonnements ionisants. Ils permettent par exemple d'accéder à l'énergie déposée dans les organes du fantôme, et ainsi de calculer les grandeurs de protection indispensables pour une étude dosimétrique. Il existe deux types de fantômes : les fantômes définis avec des volumes mathématiques et les fantômes définis avec des volumes voxelisés.

### 2.2.1 Fantôme mathématique et fantôme voxelisé

Les fantômes mathématiques modélisent le corps humain par des volumes définis par des équations mathématiques. Le premier modèle, nommé fantôme MIRD a été développé en 1969 par le Comité MIRD (Committee on Medical Internal Radiation Dose) [41] grâce aux travaux de Snyder [42]. Les caractéristiques des organes sont basées sur les données anatomiques de l'homme standard [43]. Par la suite, ce modèle a été complété en 1987 avec les travaux de Cristy et Eckerman [44] au laboratoire national de Oak Ridge (ORNL). Ils ont également proposé des fantômes pour des personnes de différentes morphologies liées à l'âge. Par ailleurs des modèles de fantômes ont été développés en parallèle depuis le premier modèle du fantôme MIRD. Nous pouvons citer les modèles représentant un homme et une femme de référence (Adam et Eve) [45].

Depuis quelques années, les progrès de l'imagerie médicale ont permis de développer des fantômes voxelisés qui sont constitués de volumes élémentaires. La modélisation de ce type de fantôme est réalisée à partir d'images médicales des organes. La figure 2.3 (page 30) illustre le lien entre les pixels des images médicales et les voxels du fantôme. Les pixels composant une image sont intégrés sur l'épaisseur d'une coupe pour former des volumes élémentaires appelés voxels. La géométrie du fantôme voxelisé est obtenue en juxtaposant différentes coupes intégrées sur leur épaisseur afin de former une matrice en trois dimensions.

De nombreux fantômes voxelisés ont été développés depuis les années 1980. Les fantômes voxelisés permettent d'apporter une précision sur la localisation des dépôts d'énergie, puisque la géométrie est très détaillée au niveau des organes. La figure 2.4 (page 30) présente une comparaison de la géométrie du fantôme mathématique Eva et du fantôme voxelisé Donna développés

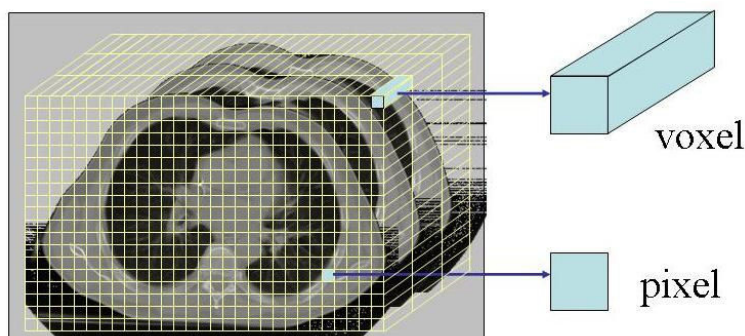


FIG. 2.3 – Définition d'un voxel à partir d'un pixel d'images médicales.

par l'organisme de radioprotection allemand GSF [46]. Les organes du fantôme mathématique ont une forme simplifiée et sont définis par des volumes mathématiques, alors que les organes du fantôme voxelisé sont très détaillés, car ils sont constitués de petits voxels.

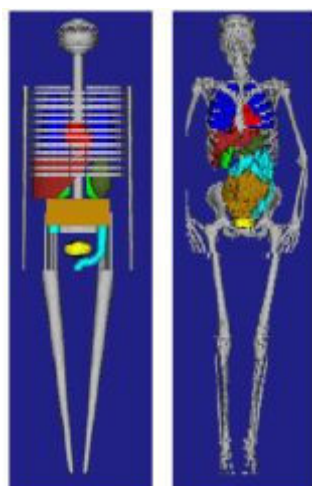


FIG. 2.4 – Comparaison d'un fantôme mathématique (Eva) et d'un fantôme voxelisé (Donna) développés par le GSF [46].

Les fantômes voxelisés sont très utilisés pour avoir les courbes d'isodose pour des irradiations accidentelles, ainsi qu'en radiothérapie pour optimiser le traitement nécessitant l'utilisation de rayonnements ionisants. Cependant les voxels d'un fantôme voxelisé sont des volumes supplémentaires à prendre en compte par un code de calcul simulant le transport des particules dans la matière, ce qui entraîne inévitablement un temps de calcul plus important.

### 2.2.2 Modélisation du fantôme MIRD

Dans la partie 1.3 (page 19) du chapitre 1, nous avons évoqué la problématique de l'étude qui consiste à étudier l'exposition au xénon-133 avec des simulations Monte-Carlo sur un fantôme anthropomorphe hermaphrodite. Le corps humain est modélisé par le fantôme mathématique

MIRD [44] qui est un fantôme de référence très utilisé dans le domaine de la radioprotection. Le fait d'utiliser un fantôme mathématique non-voxélisé présente l'avantage de gérer les volumes du fantôme dans leur globalité, ce qui permet de diminuer le temps de calcul des simulations, contrairement à un fantôme voxelisé pour lequel les voxels des organes sont traités indépendamment, ce qui contribue à augmenter le temps de calcul. L'utilisation du fantôme MIRD non-voxélisé est satisfaisante par rapport au problème posé qui consiste à obtenir les doses équivalentes dans les organes du fantôme et la dose efficace pour une exposition au xénon-133. La typologie de la distribution de la dose au niveau de l'organe n'est pas l'objectif de l'étude.

### 2.2.2.1 Généralités

Le fantôme MIRD est constitué d'une soixantaine de volumes définis avec des équations mathématiques. La modélisation du fantôme faite avec GEANT4 est illustrée sur la figure 2.5 (page 32). Des modifications ont été apportées par rapport au modèle initial développé par Cristy et Eckerman [44]. Elles portent sur le remplacement de la thyroïde par un volume simplifié, sur l'ajout des yeux avec leurs cristallins et des glandes salivaires.

La modélisation du fantôme MIRD a été définie pour obtenir la dose équivalente au cristallin et la dose efficace. L'ajout des glandes salivaires dans la géométrie permet de calculer la dose efficace en utilisant soit les facteurs de pondération tissulaires de la publication 60 de l'ICRP [8] soit ceux de la publication 103 de l'ICRP [11] qui sont présentés en annexe B (page 157).

### 2.2.2.2 Modélisation de la thyroïde

La thyroïde, telle qu'elle est définie par Cristy et Eckerman, est complexe à modéliser avec GEANT4. Par conséquent cette géométrie a été redéfinie en utilisant le modèle décrit par Clairand et al [47]. La figure 2.6 (page 32) illustre la géométrie de la thyroïde intégrée au fantôme MIRD. Cet organe est modélisé par deux demi-sphères surmontées chacune d'un cône tronqué et reliées entre elles par un cylindre.

### 2.2.2.3 Modélisation des yeux et des cristallins

La géométrie du fantôme MIRD a été complétée avec les yeux, les cristallins avec leur partie radiosensible. Les yeux ont été ajoutés à la géométrie du fantôme en utilisant le modèle proposé par Clairand et al dans la publication citée précédemment. Ils sont modélisés par des sphères de 1.22 cm de rayon et sont constitués dans un matériau propre aux yeux qui est donné dans la publication 110 de l'ICRP [48].

Le cristallin et sa partie radiosensible ont été modélisés dans chacun des deux yeux. Les données anatomiques du cristallin telles que ses dimensions, sa position dans l'oeil et sa composition sont définies par la publication 89 de l'ICRP [49]. Le cristallin est modélisé par un volume biconvexe de 9 mm de diamètre et de 4 mm d'épaisseur. Le centre du cristallin est placé à 4.3 mm de la cornée. Le cristallin est constitué d'une partie radiosensible, placée à 2.3 mm



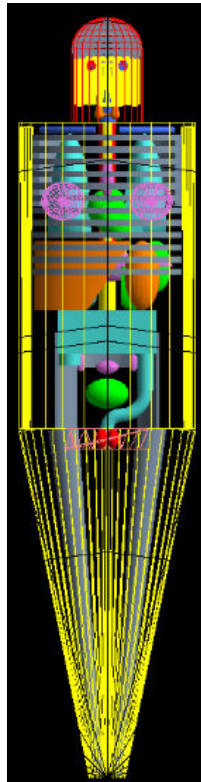


FIG. 2.5 – Modélisation du fantôme MIRD avec GEANT4.

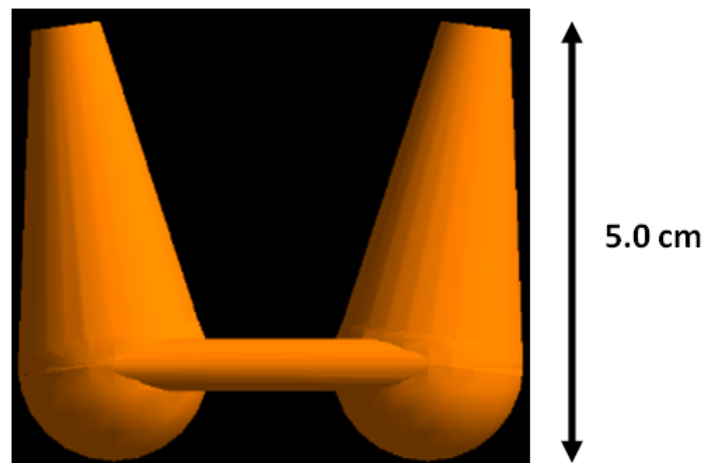


FIG. 2.6 – Modélisation de la thyroïde selon le modèle de Clairand et al [47].

de la cornée. Un volume de 1.4 mm de largeur, situé à une profondeur moyenne de 3 mm et placé entre 2.3 mm et 3.7 mm de profondeur de la surface de l'oeil, a été ajouté au cristallin pour connaître la dose reçue dans la zone radiosensible. La figure 2.7 (page 33) illustre la modélisation de l'oeil avec le cristallin et sa partie radiosensible.



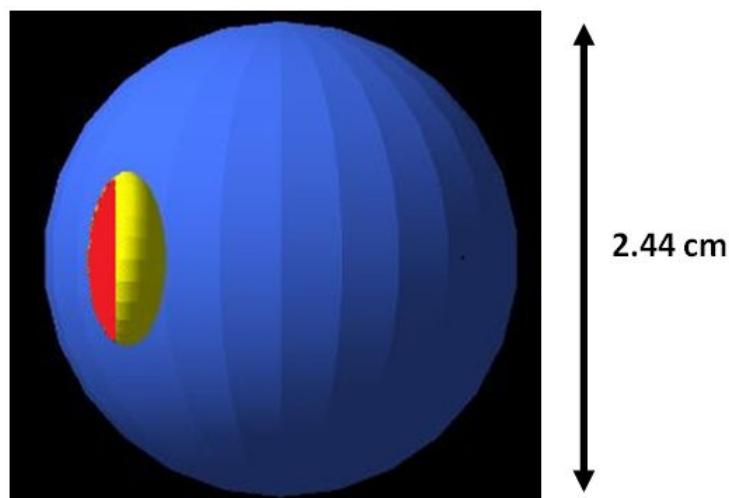


FIG. 2.7 – Modélisation de l’oeil (en bleu), du cristallin (en jaune) et de sa partie radiosensible (en rouge).

#### 2.2.2.4 Modélisation des glandes salivaires

La publication 110 de l’ICRP donne des informations sur la masse et la géométrie des organes d’un fantôme voxelisé de référence [48].

Les glandes salivaires doivent avoir une masse de 70 g pour les femmes et de 85 g pour les hommes. La masse des glandes salivaires a été fixée à 77 g étant donné que le fantôme MIRD est hermaphrodite.

Le document donne les coordonnées des centres de masse des glandes salivaires et leurs longueurs suivant les trois axes  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$ ,  $\Delta Z$  du repère (XYZ) du fantôme.

Les glandes salivaires intégrées au fantôme MIRD sont modélisées par deux ellipsoïdes. Leurs demi-axes  $R_x$ ,  $R_y$  et  $R_z$  ont été adaptés pour que la masse de chaque glande salivaire soit égale à 77 g et pour que les proportions des demi-axes soient respectées. Les dimensions des demi-axes sont :  $R_x=2.42$  cm,  $R_y=2.56$  cm,  $R_z=2.83$  cm.

Le centre de masse de chacune des glandes salivaires est déterminé en prenant comme référence le centre de masse du cerveau du fantôme voxelisé. Le cerveau est un organe simple qui est commun au fantôme voxelisé et au fantôme MIRD. Les glandes salivaires sont positionnées en  $(\pm 4.15$  cm, 0.0 cm, 77.85 cm) dans le repère du fantôme MIRD.

#### 2.2.2.5 Matériaux

Le document, établi par Cristy et Eckerman, définit trois matériaux différents pour les organes du fantôme MIRD à savoir le tissu osseux, le tissu mou, et le tissu pulmonaire. Leur composition et leur masse volumique est définie dans le rapport 44 de l’ICRU [50]. Par ailleurs, nous avons ajouté de nouveaux matériaux pour les yeux [48] et pour leur cristallin [51]. Le tableau 2.1 (page 34) présente la composition et la masse volumique des matériaux constituant

le fantôme.

Eléments	Pourcentage massique (%)				
	Tissu mou	Squelette	Poumons	Oeil	Cristallin
H	10.454	7.337	10.134	9.7	9.9269
C	22.663	25.475	10.238	18.3	19.371
N	2.490	3.057	2.866	5.4	5.327
O	63.525	47.893	75.752	66	65.3751
F	0	0.025	0	0	0
Na	0.112	0.326	0.184	0.1	0
Mg	0.013	0.112	0.007	0	0
Si	0.030	0.002	0.006	0	0
P	0.134	5.095	0.080	0.1	0
S	0.204	0.173	0.225	0.3	0
Cl	0.133	0.143	0.266	0.1	0
K	0.208	0.153	0.194	0	0
Ca	0.024	10.190	0.009	0	0
Fe	0.005	0.008	0.037	0	0
Zn	0.003	0.005	0.001	0	0
Rb	0.001	0.002	0.001	0	0
Sr	0	0.003	0	0	0
Zr	0.001	0	0	0	0
Pb	0	0.001	0	0	0
Masse volumique (g.cm <sup>-3</sup> )	1.04	1.4	0.296	1.050	1.1

TAB. 2.1 – Composition et masse volumique des matériaux constituant le fantôme MIRD.

### 2.2.3 Conclusion

En dosimétrie, l'utilisation d'un fantôme anthropomorphique permet de modéliser le corps humain de façon réaliste. Les codes de calculs Monte-Carlo de transport de particules dans la matière permettent par exemple d'accéder à l'énergie déposée dans les organes du fantôme et de quantifier les doses absorbées, les doses équivalentes et la dose efficace pour une exposition aux rayonnements ionisants.

Le fantôme MIRD basé sur le modèle de Cristy et Eckerman a été amélioré en ajoutant les glandes salivaires, les yeux, les cristallins et leur partie radiosensible. L'objectif est d'obtenir les doses équivalentes dans les organes et dans le cristallin, ainsi que la dose efficace pour une exposition au xénon-133.

Le fantôme MIRD sera utilisé pour étudier l'exposition externe dans un nuage semi-infini de xénon-133 et dans un bâtiment réacteur contenant du xénon-133, ainsi que pour étudier l'exposition interne qui se produit lorsque le xénon-133 est inhalé et contenu dans les poumons d'un individu.

## 2.3 Source de xénon-133

Dans la partie 1.1 (page 3), nous avons situé le contexte de l'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur qui est susceptible de se produire lorsque le personnel est en cours d'intervention lors des opérations de maintenance. Nous avons également évoqué les principales particules émises par les désintégrations de xénon-133 dans la partie 1.1.5 (page 6). Cet aspect est détaillé plus précisément dans l'annexe A (page 151).

Le xénon-133 est un gaz rare radioactif qui peut donner lieu à une exposition externe et à une exposition interne. Dans les parties 1.3.2 (page 19) et 1.3.3 (page 21), nous avons présenté les problématiques et les méthodologies de l'étude de ces deux modes d'exposition au xénon-133. La modélisation de la source de xénon-133 est différente selon que l'on étudie l'exposition externe au chapitre 3 ou l'exposition interne au chapitre 4. Nous allons donner des caractéristiques générales de la source de xénon-133 pour ces deux modes d'exposition.

### 2.3.1 Activité volumique

Comme nous l'avons expliqué dans la partie 1.1.5 (page 6), nous considérons dans cette étude que l'activité volumique de l'air en xénon-133 est constante et égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  afin de normaliser les débits de dose par une activité volumique de xénon-133. Le débit de dose absorbée est exprimé en  $\text{Gy.h}^{-1}$ , les débits de dose équivalente et efficace sont exprimés en  $\text{Sv.h}^{-1}$ .

Si nous souhaitons faire une étude dosimétrique adaptée à un scénario donné pour obtenir une dose absorbée, une dose équivalente et une dose efficace, il faudrait tenir compte des variations de l'activité volumique  $A(t)$  de l'air en fonction du temps et du temps d'exposition  $T$  de l'individu en introduisant le facteur  $F$  défini par l'équation 2.4. Ce facteur  $F$  correspond à une activité volumique cumulée pendant le temps d'exposition  $T$ .

Si l'activité volumique de l'air diminue uniquement par la décroissance radioactive du xénon-133, alors le facteur  $F$  est défini par l'équation 2.5. Son expression est donnée par l'équation 2.6. Ce facteur  $F$  multiplié par un débit de dose normalisé en activité volumique permet de quantifier la dose reçue par un individu exposé au xénon-133.

Dans cette thèse, tous les débits de dose seront donnés pour une activité volumique de xénon-133 égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

$$F = \int_0^T A(t) \times dt \quad (2.4)$$

$$F = \int_0^T A_0 \times e^{-\lambda \times t} dt \quad (2.5)$$

$$F = \frac{A_0}{\lambda} \times (1 - e^{-\lambda \times T}) \quad (2.6)$$

Les variables sont :

- $F$  : Activité volumique cumulée sur le temps d'exposition (en MBq.m<sup>-3</sup>.h)
- $A(t)$  : Activité volumique à un instant donné (en MBq.m<sup>-3</sup>).
- $A_0$  : Activité volumique initiale (en MBq.m<sup>-3</sup>).
- $T$  : Temps d'exposition (en h).
- $\lambda$  : Période de décroissance radioactive du xénon-133 (en h<sup>-1</sup>).

### 2.3.2 Exposition externe dans un nuage semi-infini

Des données bibliographiques existent sur l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-infini. Dans le chapitre 3, nous allons étudier l'exposition externe au xénon-133 dans une configuration d'exposition similaire. L'objectif est de comparer la modélisation de l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-infini avec la bibliographie. Ce travail se base sur des simulations GEANT4 pour obtenir les débits de dose efficace en fonction des dimensions du nuage. Par la suite, les débits de dose efficace seront extrapolés pour avoir le débit de dose efficace dans un nuage semi-infini. Dans cette partie, nous expliquons uniquement la caractéristique de la source de xénon-133 pour ces simulations.

#### 2.3.2.1 Géométrie de la simulation pour l'étude d'un nuage semi-infini

Dans les simulations, le fantôme MIRD est debout sur un plancher en béton. Un volume d'air se trouve au dessus du plancher. Les composition de l'air et du béton sont définies selon les données NIST et sont présentées respectivement dans le tableau 2.2 et dans le tableau 2.3. La source de xénon-133 est un nuage semi-sphérique constitué d'air, centré sur les pieds du fantôme. La figure 2.8 (page 37) illustre la disposition du nuage semi-sphérique sur le plancher en béton. Nous supposons que le xénon-133 est réparti de façon homogène dans le nuage, c'est-à-dire que les désintégrations de xénon-133 se produisent uniformément dans le nuage.

Eléments	Pourcentage massique (%)
C	0.0124
N	75.5268
O	23.1781
Ar	1.2827
Masse volumique (g.cm <sup>-3</sup> )	1.20479 x 10 <sup>-3</sup>

TAB. 2.2 – Composition et masse volumique de l'air [52].

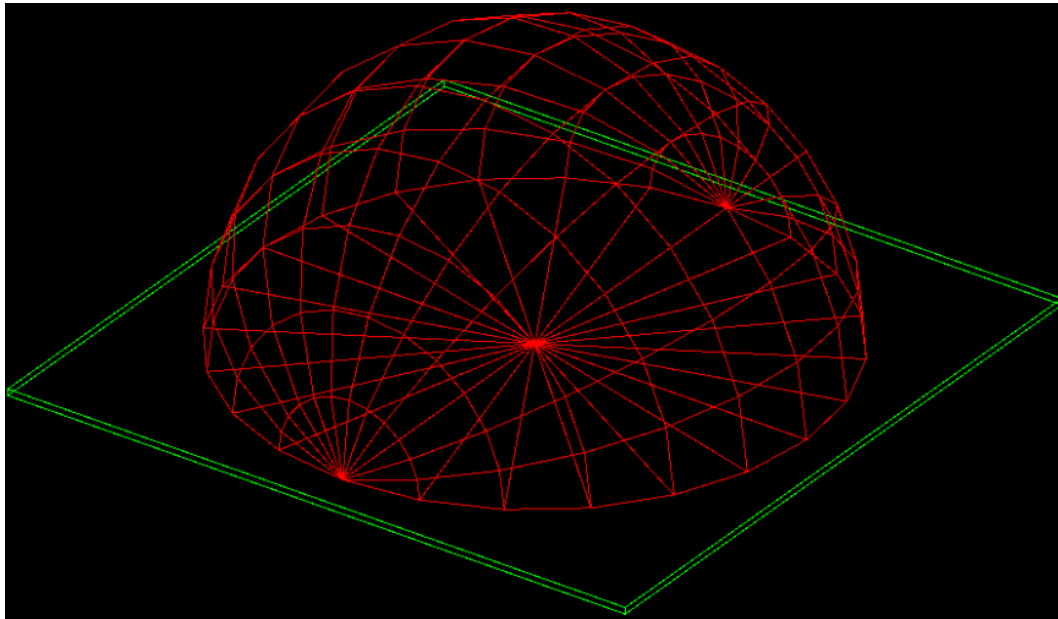


FIG. 2.8 – Modélisation du nuage de xénon-133 pour l'étude de l'exposition dans un nuage semi-infini.

Eléments	Pourcentage massique (%)
H	1
C	0.1
O	52.9107
Na	1.6
Mg	0.2
Al	3.3872
Si	33.7021
K	1.3
Ca	4.4
Fe	1.4
Masse volumique (g.cm <sup>-3</sup> )	2.3

TAB. 2.3 – Composition et masse volumique du béton [53].

### 2.3.3 Exposition externe dans un bâtiment réacteur

Dans la partie 1.1 (page 3), nous avons évoqué la présence de xénon-133 dans l'air du bâtiment réacteur susceptible d'exposer le personnel lors de ses interventions. Nous allons d'abord décrire la géométrie d'un bâtiment réacteur avec ses principaux éléments. Nous préciserons ensuite la modélisation d'un bâtiment réacteur qui sera implantée dans les simulations GEANT4 pour étudier l'exposition externe au xénon-133.

### 2.3.3.1 Description d'un bâtiment réacteur

La figure 2.9 (page 38) présente la géométrie de deux types de bâtiment réacteur : les paliers CPY (900 MW) et N4 (1450 MW). L'enceinte d'un bâtiment réacteur est constituée d'une base cylindrique et d'un dôme. L'enceinte du bâtiment réacteur du palier CPY (900 MW) est constituée d'une peau d'étanchéité en acier et d'une épaisseur en béton qui sont juxtaposées. L'enceinte des paliers P4 (1300 MW) et N4 (1450 MW) est faite d'une double épaisseur de béton. Les dimensions des enceintes sont différentes selon les paliers et seront précisées par la suite.

Les éléments principaux de la géométrie intérieure d'un bâtiment réacteur sont le réacteur, la piscine réacteur, les générateurs de vapeur, et le plancher de service.

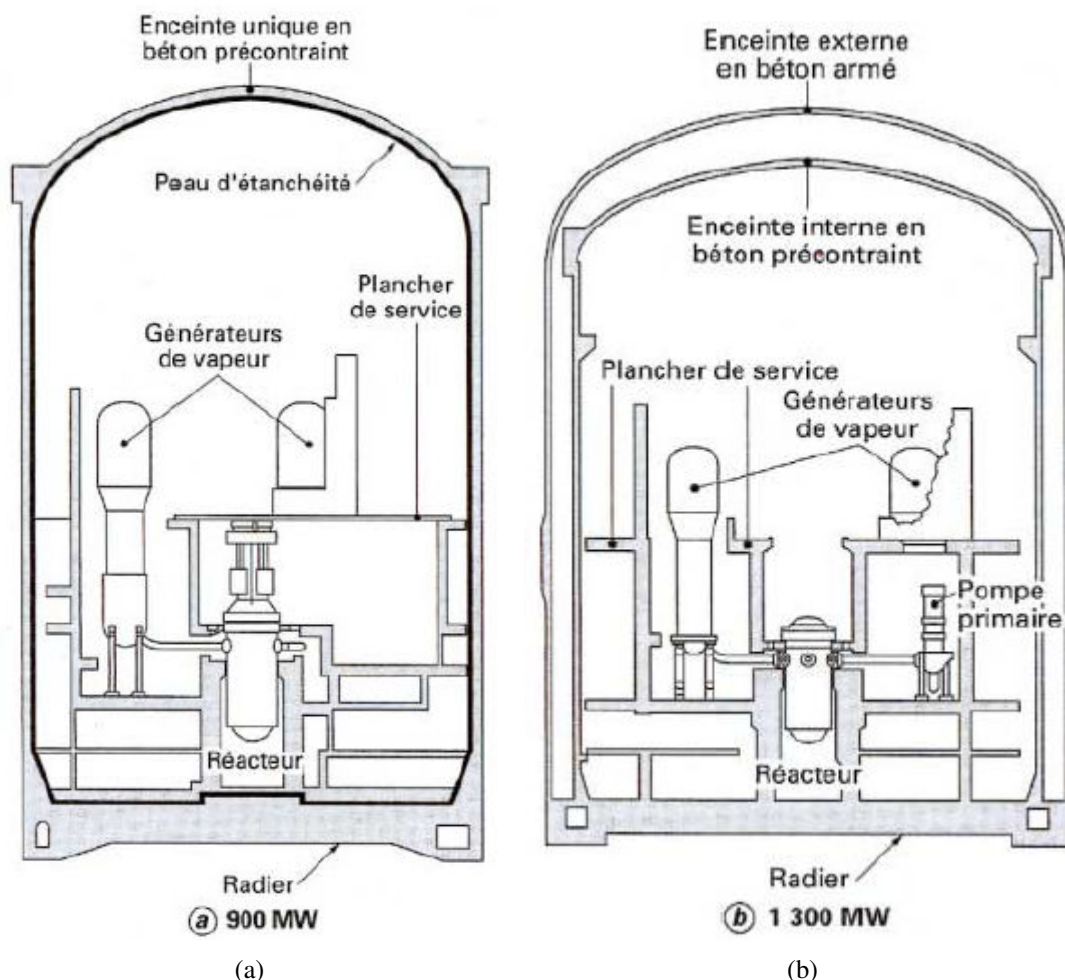


FIG. 2.9 – Représentation schématique d'un bâtiment réacteur : (a) bâtiment réacteur d'un réacteur nucléaire de 900 MW et (b) bâtiment réacteur d'un réacteur nucléaire de 1300 MW [54].

La figure 2.10 (page 39) présente une photographie de l'intérieur d'un bâtiment réacteur en vue plongeante. Cette image situe les principaux éléments d'un bâtiment réacteur. Le réacteur

nucléaire est immergé dans la piscine réacteur. La piscine de transfert permet de stocker le combustible lors du déchargement du réacteur nucléaire. Les générateurs de vapeur sont positionnés autour du réacteur nucléaire. Le plancher de service au niveau 20 m permet au personnel de se déplacer autour de la piscine réacteur.

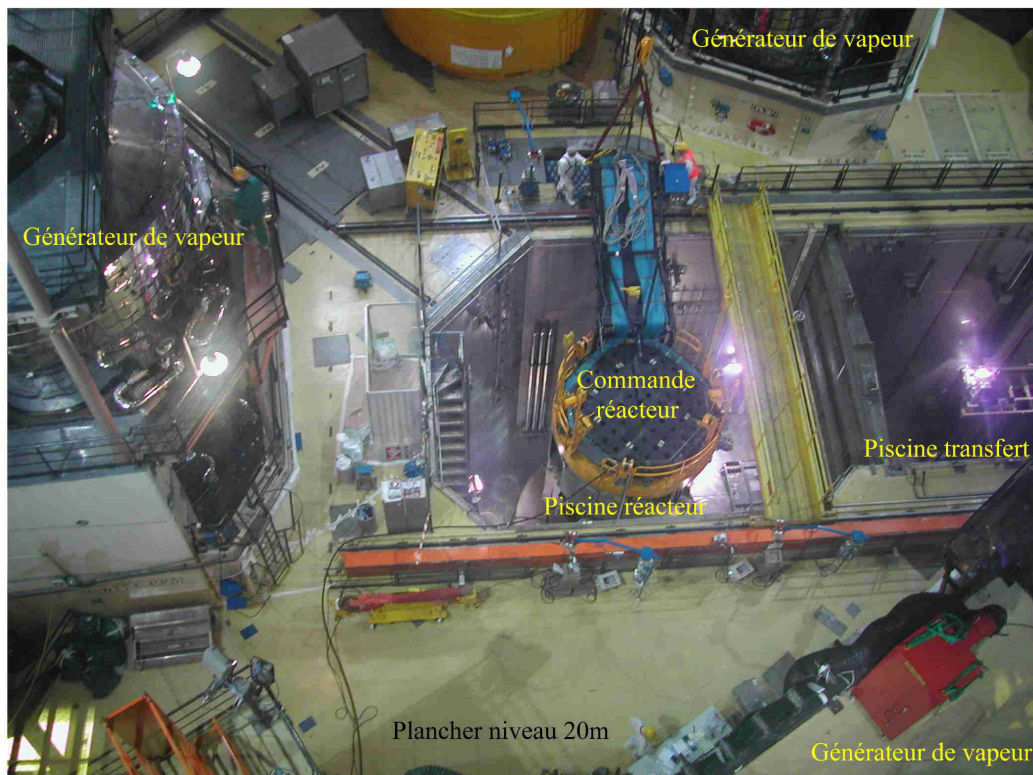


FIG. 2.10 – Intérieur d’un bâtiment réacteur d’un réacteur nucléaire de 900 MW de puissance avec les principaux éléments.

### 2.3.3.2 Modélisation d’un bâtiment réacteur

Nous souhaitons étudier l’exposition externe au xénon-133 contenu dans l’air d’un bâtiment réacteur pour une configuration d’exposition réaliste. Nous avons modélisé l’enceinte des bâtiments réacteur de trois paliers différents au-dessus du plancher piscine, puisque la majorité de l’air se trouve au-dessus du plancher de service. Par ailleurs, nous avons développé une géométrie détaillée d’un bâtiment réacteur qui inclut les générateurs de vapeur et la piscine réacteur.

**Enceinte d’un bâtiment réacteur** Les enceintes des bâtiments réacteur des paliers CPY, P4, et N4 sont modélisées par une base cylindrique sur laquelle est placé un dôme. Les dimensions des enceintes sont différentes pour chacun des paliers. Pour le palier CPY, l’épaisseur de protection à l’intérieur de l’enceinte est en acier et fait 6 mm. La seconde épaisseur à l’extérieur de



l'enceinte est en béton et fait 90 cm d'épaisseur. Les enceintes des paliers P4 et N4 sont modélisées par une épaisseur unique d'1 m de béton.

Le volume d'air à l'intérieur du bâtiment réacteur situé au-dessus du plancher de service est constitué d'une base cylindrique et d'un dôme. Le tableau 2.4 présente les dimensions et la valeur du volume intérieur des trois bâtiments réacteur.

Palier	Puissance (MW)	Volume (m <sup>3</sup> )	Base cylindrique		Dôme	
			Rayon (m)	Hauteur (m)	Rayon (m)	Hauteur (m)
CPY	900	34.3·10 <sup>3</sup>	18.5	27.0	24.0	11.88
N4	1450	49.6·10 <sup>3</sup>	21.9	28.5	32.0	8.53
P4	1300	68.5·10 <sup>3</sup>	25.0	25.70	25.0	13.75

TAB. 2.4 – Dimensions du volume d'air à l'intérieur des bâtiments réacteur des paliers CPY, N4 et P4.

Nous allons présenter en détail la géométrie du bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW) qui comprend quatre générateurs de vapeur et une piscine réacteur.

**Générateurs de vapeur** Les générateurs ont été intégrés à la géométrie du bâtiment réacteur, puisque ce sont des éléments très volumineux. Ils ont été modélisés par des cylindres en acier à partir du niveau du plancher de service. Le bâtiment réacteur possède quatre générateurs de vapeur de 11.3 m de hauteur et de 2.5 m de rayon. Ils sont positionnés au niveau du plancher piscine par rapport à la position centrale en ( $\pm 10.67$  m ;  $\pm 4.42$  m). La figure 2.11 (page 40) présente la géométrie du bâtiment réacteur incluant les quatre générateurs de vapeur à partir du plancher de service.

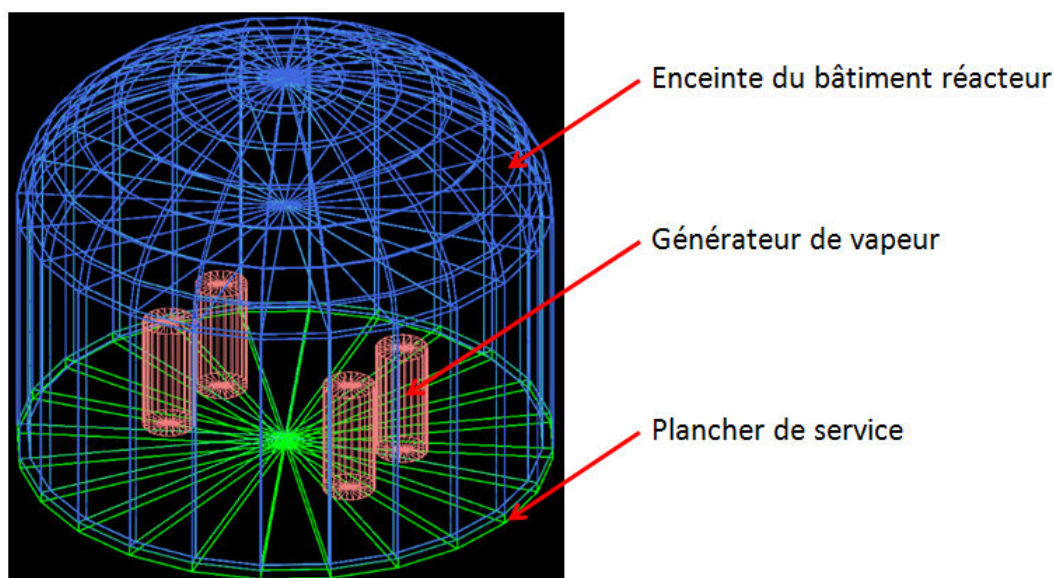


FIG. 2.11 – Modélisation d'un bâtiment réacteur au dessus du plancher piscine.



**Piscine réacteur** La figure 2.12 (page 41) illustre la géométrie de la piscine réacteur du palier P4. Elle fait environ 28 m de longueur, 6 m de large et 11 m de profondeur. La piscine est composée de trois parties qui peuvent être séparées avec l'utilisation de batardeaux. La piscine est entièrement remplie lorsque le réacteur est en fonctionnement. En revanche, lors des arrêts de tranche, une partie de la piscine contient de l'eau pour maintenir le combustible immergé, alors qu'une autre partie peut ne contenir que de l'air. Nous envisageons le cas où l'intégralité de la piscine contient du xénon-133 mélangé à de l'air.

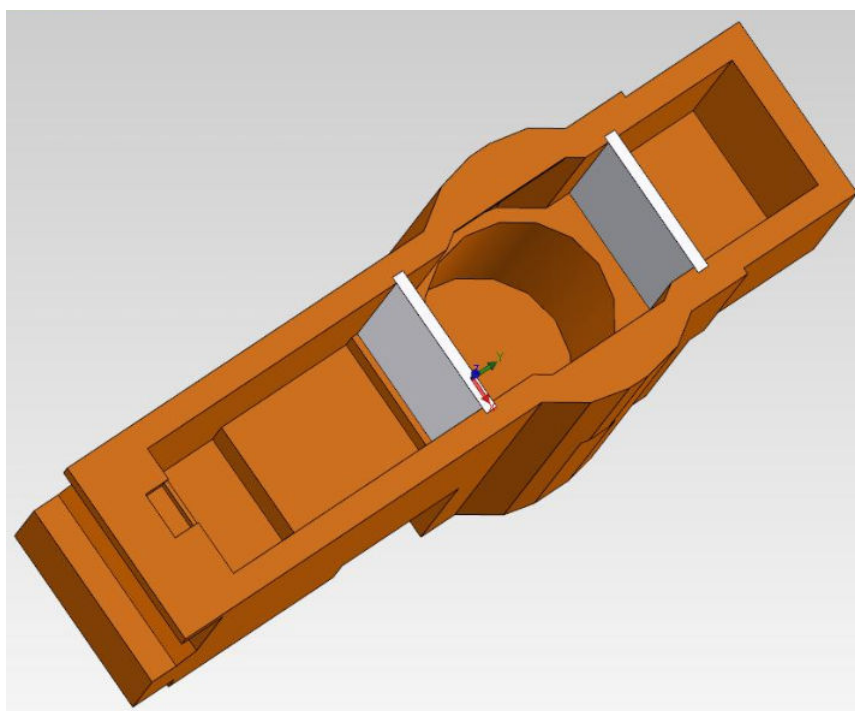


FIG. 2.12 – Piscine réacteur du bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW).

### 2.3.4 Modèles biocinétiques pour l'exposition interne

Dans la partie 1.2.4 (page 11), nous avons donné la définition des grandeurs dosimétriques, telles que la dose équivalente engagée et la dose efficace engagée. Elles sont utilisées pour évaluer une exposition interne qui se produit lorsque les radionucléides sont incorporés dans le corps humain soit par inhalation avec le système respiratoire, soit par ingestion avec le système digestif, soit par voie transcutanée. Les doses engagées introduisent la notion temporelle dans le calcul de l'exposition, puisque la dose délivrée à un individu dépend de la constante physique  $\lambda_{phy}$  et de la constante biologique  $\lambda_{bio}$  d'un radionucléide. Le calcul d'une dose équivalente engagée dans les organes et d'une dose efficace engagée nécessite de connaître la cinétique du radionucléide dans les organes du corps humain. Nous allons présenter le concept du modèle compartimenté qui est l'outil de référence en dosimétrie pour comprendre la cinétique des radionucléides. Ces modèles compartimentés trouvent également des applications dans le domaine

toxicologique et pharmaceutique pour connaître la cinétique d'une toxine ou d'un médicament dans le corps humain.

### 2.3.4.1 Modèles compartimentés

En dosimétrie, des modèles biocinétiques ont été développés pour les différents radionucléides incorporés dans le corps humain. La cinétique d'un radionucléide diffère suivant les parties du corps considérées. En effet, le coefficient de partition, la période de demi-vie effective, et la vascularisation ne sont pas les mêmes pour tous les organes. Les modèles biocinétiques regroupent dans un même compartiment les parties du corps humain ayant les mêmes caractéristiques physiologiques, c'est ce qu'on appelle les modèles compartimentés. Un compartiment correspond soit à un tissu, un organe, un regroupement d'organes. La figure 2.13 (page 42) illustre une représentation générale d'un modèle compartimenté qui met en évidence les différentes voies de contamination : par ingestion, par inhalation, par transport des radionucléides à travers la peau, par une blessure.

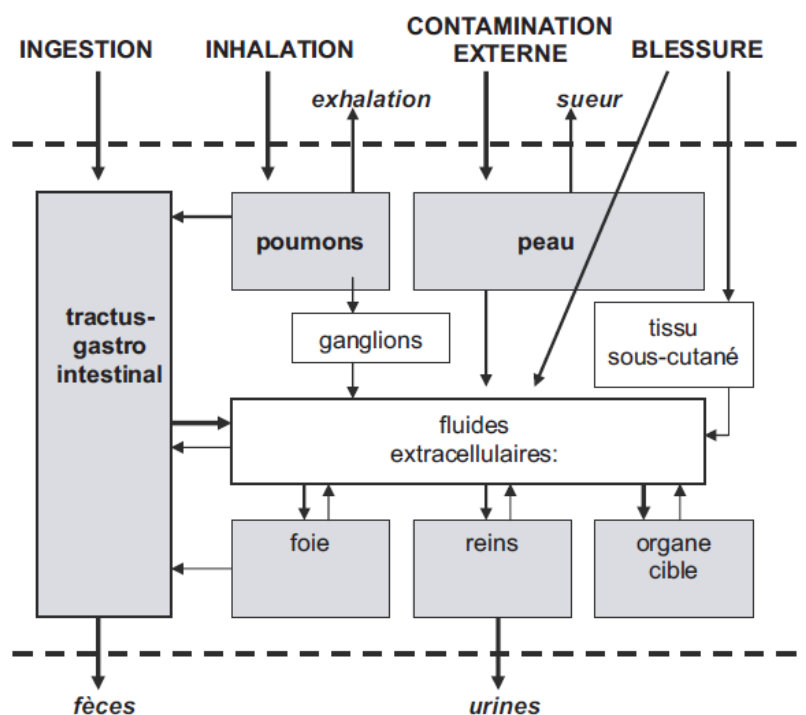


FIG. 2.13 – Exemple d'un modèle compartimenté général pour un radionucléide incorporé par inhalation, ou par ingestion, ou par voie transcutanée [55].

Les échanges entre chacun des compartiments sont souvent assimilés à une cinétique de transfert du premier ordre à coefficients constants. Les coefficients de transfert dépendent du radionucléide, de son coefficient de partition entre différents milieux, du volume et du flux sanguin du compartiment. Ces coefficients sont estimés à partir de données radiotoxicologiques

issues d'expériences sur l'animal et de mesures sur l'homme. Les données caractérisant les organes des compartiments sont déterminées avec les publications 23 et 89 de l'ICRP pour un individu standard [43] [49].

### 2.3.4.2 Application à la dosimétrie

Un modèle compartimenté est par définition linéaire en activité, c'est à dire qu'il se comporte de manière identique quelque soit l'activité de la source incorporée jusqu'à une limite où les phénomènes de saturation sont à identifier. On peut le définir mathématiquement sous la forme d'un système d'équations différentielles du premier ordre à coefficients constants. De cette manière, il est possible de connaître parfaitement l'activité résiduelle dans les organes d'un individu de référence en fonction du temps.

Les modèles compartimentés permettent d'estimer l'activité cumulée dans les compartiments et donc dans les organes pour un scénario d'exposition donné. La dose absorbée dans les organes est calculée en utilisant l'activité cumulée dans chacun des organes et les valeurs  $S(T \leftarrow S)$  exprimées en Gy.désintégration<sup>-1</sup>. La valeur  $S(T \leftarrow S)$  représente la dose absorbée par un organe cible  $T$  normalisée par l'activité cumulée des radionucléides localisés dans un organe source  $S$ . La dose absorbée dans un organe est calculée en sommant les contributions de l'ensemble des organes sources. La dose équivalente engagée est calculée en multipliant la dose absorbée par les facteurs de pondération radiologiques  $W_R$ . La dose efficace engagée est obtenue en utilisant la dose équivalente engagée et les facteurs de pondération tissulaires  $W_T$ . La publication 53 de l'ICRP [56] apporte plus de précisions sur ces calculs de dose pour une exposition interne.

### 2.3.4.3 Conclusion

Les modèles biocinétiques ont été développés sous la forme de modèles compartimentés pour estimer la cinétique d'un radionucléide en cas d'exposition interne. Ces modèles sont régis par des systèmes d'équations différentielles du premier ordre à coefficients constants. Ces coefficients sont le résultat de mesures sur l'homme et sur l'animal. Ils sont employés en dosimétrie pour quantifier les doses engagées causées par une exposition interne sur un individu standard.

L'inhalation du xénon-133 mélangé à de l'air peut entraîner une exposition interne. Dans le chapitre 4, nous utiliserons un modèle biocinétique spécifique au xénon-133 pour étudier ce mode d'exposition.

### 2.3.5 Compartiment du système respiratoire pour l'exposition interne

Nous avons vu dans la partie 2.3.4 (page 41) que l'inhalation d'un radionucléide, tel que le xénon-133, engendre une exposition interne. Les poumons et les voies respiratoires, telles que la trachée, les bronches, les bronchioles et les alvéoles, sont directement exposés au xénon-133

mélangé à l'air inhalé. Nous allons présenter les deux étapes et les géométries utilisées pour quantifier cette exposition.

Dans un premier temps, une approche globale a été adoptée en utilisant le fantôme MIRD pour quantifier la dose équivalente dans les organes et la dose efficace lorsque le xénon-133 est dans les poumons.

Dans un second temps, nous avons développé une géométrie spécifique pour connaître l'exposition dans les parties radiosensibles des voies respiratoires. La figure 2.14 (page 44) présente l'aspect général du système respiratoire qui est composé de la trachée, des poumons contenant les bronches, les bronchioles et les alvéoles.

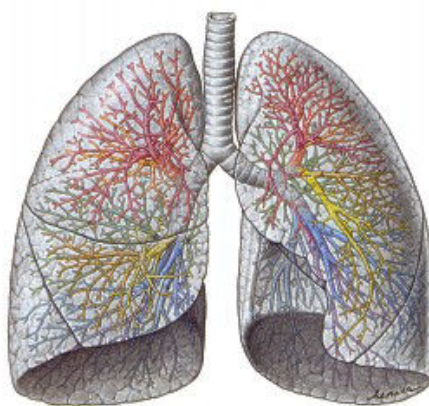


FIG. 2.14 – Aspect général des poumons [57].

### 2.3.5.1 Poumons

Une étude dosimétrique est menée avec une approche générale pour étudier l'exposition des organes du fantôme MIRD lorsque le xénon-133 est contenu dans les poumons. Les poumons sont définis par des volumes mathématiques et sont constitués de tissus pulmonaires. Ce matériau propre aux poumons prend en compte le fait que l'organe contient des tissus mous et une part importante d'air dans les voies respiratoires, comme ce qui est illustré sur la figure 2.14.

### 2.3.5.2 Voies respiratoires

La figure 2.15 (page 45) illustre la disposition des voies respiratoires en distinguant trois régions :

- la région bronchique, composée de la trachée et des bronches (BB),
- la région bronchiolaire, composée des bronchioles (bb),
- la région alvéolaire-interstitielle (AI), composée des alvéoles et de l'interstitium pulmonaire.

Le rôle des voies respiratoires est de conduire l'air de la partie supérieure de la trachée jusqu'à l'interstitium pulmonaire, où les échanges gazeux se produisent avec le sang.

Les voies respiratoires sont divisées en étages. La trachée est le premier étage des voies respiratoires. Elle se divise en deux pour former le second étage correspondant à la bronche du poumon gauche et du poumon droit. A chaque étage, les voies respiratoires se divisent en deux. L'interstitium des alvéoles pulmonaires constitue le dernier étage des voies respiratoires.

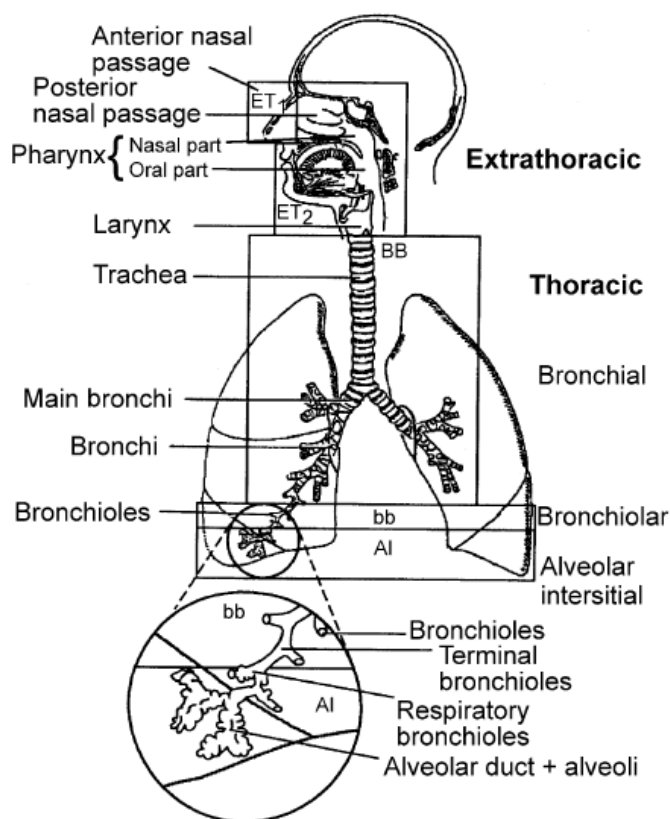


FIG. 2.15 – Représentation schématique des régions des voies respiratoires [58].

### 2.3.5.3 Modélisation des voies respiratoires

Nous avons développé un modèle géométrique spécifique pour étudier l'exposition dans les cellules radiosensibles de la trachée, des bronches, des bronchioles et des alvéoles avec des simulations GEANT4. Les données anatomiques des voies respiratoires qui sont évoquées et utilisées par la suite sont issues de la publication 66 de l'ICRP [58].

Les voies respiratoires sont constituées de 27 étages et sont composées de trois régions : la trachée et les bronches (étages n°0 à n°8), les bronchioles (étages n°9 à n°15), et les alvéoles (étages n°16 à n°26). Les étages des voies respiratoires sont définis par des tubes et ont des caractéristiques différentes liées :

- aux dimensions du rayon intérieur et de la longueur du tube représentant un étage des voies respiratoires,

- à leur structure interne avec l'épaisseur de la couche de mucus, l'épaisseur de la couche d'épithélium, et la profondeur des cellules radiosensibles.

La totalité de la géométrie des voies respiratoires est complexe à modéliser en une seule fois à cause du nombre important d'étages à positionner. Par conséquent chaque étage des voies respiratoires est modélisé par un tube de tissus mous d'une certaine longueur, et d'un rayon intérieur variant suivant l'étage considéré. De l'air se trouve dans la partie intérieure du tube pour représenter l'air circulant dans les étages des voies respiratoires. Le cylindre de tissu mou est décomposé en cylindres concentriques d' $1\text{ }\mu\text{m}$  d'épaisseur pour obtenir un profil de dose en fonction de la profondeur de tissu mou. La figure 2.16 (page 46) illustre par un exemple le type de géométrie qui a été développé pour chacun des étages des voies respiratoires.

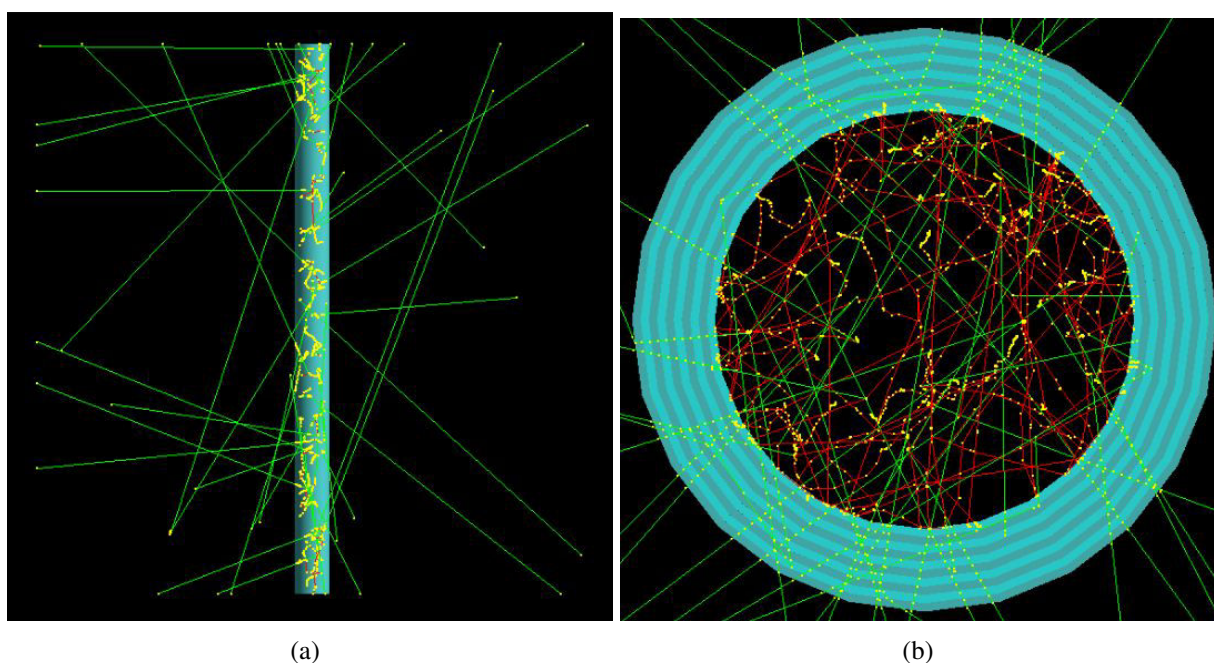


FIG. 2.16 – Modélisation d'un étage des voies respiratoires dans lequel le xénon-133 est mélangé à de l'air : (a) Vue de profil et (b) vue de dessus. Les trajectoires des électrons et des photons sont représentées par des segments rouges et verts, les points jaunes correspondent aux interactions de ces particules dans la matière.

### 2.3.6 Conclusion

Dans cette partie, nous avons présenté les caractéristiques de la source de xénon-133. Ce gaz rare radioactif est mélangé de manière homogène à l'air et contribue à exposer les individus suivant le mode d'exposition externe et le mode d'exposition interne.

La source de xénon-133 étudiée dans cette partie a une activité volumique égale à  $1\text{ MBq.m}^{-3}$ , ce qui permet d'avoir des débits de dose normalisés en activité volumique.



Dans la bibliographie, des données dosimétriques existent pour une exposition externe par immersion dans un nuage de xénon-133 semi-infini. Nous avons décrit la configuration géométrique de la source de xénon-133 qui sera adoptée pour l'étude de l'exposition externe dans un nuage semi-infini.

La suite du travail se porte sur l'étude de l'exposition externe dans un environnement réaliste susceptible de se produire dans un bâtiment réacteur. Nous avons développé la géométrie du bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW) avec son enceinte, ses quatre générateurs de vapeur, et sa piscine réacteur. Par ailleurs, nous avons également modélisé l'enceinte des bâtiments réacteur des paliers CPY (900 MW) et N4 (1450 MW).

Le xénon-133 mélangé à l'air peut être inhalé et par conséquent donner lieu à une exposition interne. Les modèles compartimentés permettent d'étudier l'exposition interne d'un radionucléide dans le corps humain. Ils seront utilisés pour connaître la cinétique du xénon-133 dans le corps humain.

Pour une exposition interne par inhalation, les poumons sont les premiers organes exposés au xénon-133 contenu dans l'air. Une étude a été spécifiquement dédiée à l'exposition provenant du xénon-133 contenu dans les poumons en utilisant le fantôme MIRD. De plus, une géométrie a été développée pour étudier l'exposition des voies respiratoires, telles que la trachée, les bronches, les bronchioles et les alvéoles.

## 2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les outils de simulation pour étudier l'exposition d'un individu au xénon-133. Une telle étude nécessite l'utilisation d'un fantôme anthropomorphe pour modéliser un individu, d'une source de rayonnements ionisants, ainsi que l'utilisation d'un code de calcul Monte-Carlo pour simuler le transport des particules dans la matière.

Tout d'abord, nous avons présenté la méthode Monte-Carlo appliquée au transport des particules dans la matière. L'étude dosimétrique sur l'exposition des personnes au xénon-133 a été menée avec le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 qui possède de nombreux avantages pour mener des études précises dans le domaine de la physique des particules.

Par la suite, nous avons modélisé le corps humain par le fantôme anthropomorphe MIRD défini avec des volumes mathématiques. La géométrie du fantôme MIRD a été améliorée par l'ajout d'organes, notamment les yeux, les cristallins et leur partie radiosensible. Cette géométrie est adaptée à notre problématique qui consiste à obtenir la dose équivalente au cristallin et la dose efficace pour une exposition au xénon-133.

Nous avons ensuite défini la source de xénon-133 pour l'exposition externe dans un nuage semi-infini pour comparer avec les données issues de la bibliographie. Ensuite, nous avons détaillé la géométrie du bâtiment réacteur dans lequel le xénon-133 est mélangé à de l'air.

Par ailleurs, nous avons présenté les outils pour étudier la source de xénon-133 donnant lieu à une exposition interne. Nous avons présenté les modèles compartimentés pour étudier la ci-

nétiq ue du radionucléide dans le corps humain. De plus, nous avons détaillé la géométrie d'un modèle pour évaluer l'exposition des voies respiratoires directement exposées aux xénon-133.

Le chapitre 3 porte sur l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-infini, puis dans un bâtiment réacteur. Le chapitre 4 est consacré au mode d'exposition interne.



## Chapitre 3

# Exposition externe au xénon-133

Dans le chapitre 1, nous avons situé le contexte de l'exposition au xénon-133 mélangé à l'air du bâtiment réacteur. Nous avons expliqué les problématiques et les méthodologies du travail pour quantifier l'exposition externe et interne à ce radionucléide gazeux.

Dans le chapitre 2, nous avons présenté les outils de simulation utilisés pour mener l'étude de dosimétrie sur le xénon-133.

Le chapitre 3 est consacré à l'étude du mode d'exposition externe au xénon-133.

La première partie commence par une présentation de l'état de l'art sur l'exposition externe au xénon-133 avec une recherche bibliographique sur les études existantes qui utilisent une approche analytique ou une approche avec des codes de calculs Monte-Carlo.

Dans la seconde partie, nous allons utiliser les outils présentés dans le chapitre 2, à savoir le fantôme anthropomorphe MIRD, un nuage de xénon-133, et les codes de calcul Monte-Carlo. L'exposition externe au xénon-133 est modélisée en adoptant une configuration d'exposition similaire à ce qui a été fait par le passé dans les études dosimétriques. L'objectif de cette partie est de valider notre modélisation de l'exposition externe au xénon-133 en comparant notre résultat avec les données bibliographiques.

Dans la troisième partie, nous allons évaluer les grandeurs de protection d'une exposition réaliste au xénon-133, telle qu'elle est susceptible de se produire dans un bâtiment réacteur lorsque le personnel intervient. Les outils, définis dans le chapitre 2, seront repris pour modéliser le travailleur avec le fantôme MIRD, le bâtiment réacteur avec ses éléments principaux, et la source de xénon-133 mélangée à l'air du bâtiment.

### 3.1 Etat de l'art

Des études ont été faites pour étudier l'exposition externe par immersion dans un nuage radioactif pour des radionucléides gazeux émettant des photons et des électrons. Les désintégrations de xénon-133 génèrent des électrons et des photons.

Les méthodes analytiques et les méthodes basées sur des codes de calcul Monte-Carlo sont des

moyens pour évaluer les grandeurs dosimétriques dues aux particules émises par une source. Nous allons présenter les études dosimétriques de référence sur l'exposition externe par immersion dans un nuage radioactif pour décrire les deux types de méthodes.

Tout d'abord, nous présenterons la seule méthode analytique de référence qui existe dans la bibliographie pour quantifier les grandeurs dosimétriques liées aux photons et aux électrons émis par les désintégrations du xénon-133.

Ensuite, nous décrirons les différentes études qui utilisent les codes de calcul Monte-Carlo associés avec un fantôme anthropomorphe et avec un nuage radioactif pour obtenir les grandeurs de protection.

### 3.1.1 Approche analytique

Le xénon-133 est un radionucléide utilisé dans le milieu médical pour faire de l'imagerie des poumons. Piltingsrud et Gels se sont intéressés à l'exposition du personnel médical au xénon-133 dans une salle d'examen. Leur travaux, publiés en 1981, consistaient à étudier la réponse des dosimètres individuels au xénon-133 pour vérifier que la radioprotection vis-à-vis de ce radionucléide est adaptée [59].

Ainsi en 1985, Piltingsrud et Gels ont rapporté de l'obtention des équivalents de dose  $H_p(0.07)$ ,  $H_p(3)$  et  $H_p(10)$  pour une exposition par immersion dans un nuage contenant un mélange d'air et de xénon-133.

#### 3.1.1.1 Modèle de l'exposition au xénon-133

Dans leur étude, Piltingsrud et Gels ont distingué la contribution provenant des électrons et des photons émis par les désintégrations de xénon-133. Nous allons décrire les modèles déployés pour quantifier ces deux contributions.

##### Modèle pour la contribution due aux électrons

Piltingsrud et Gels ont repris le travail de Berger [60] pour obtenir les équivalents de dose provenant des électrons. En 1974, Berger publie ses travaux sur la dose générée dans un matériau équivalent tissu immergé dans une source volumique émettant des particules  $\beta^-$  [60]. Le calcul de la dose est effectué avec une géométrie relativement simple qui comprend un volume semi-infini d'air contenant du xénon-133 réparti uniformément, et un volume semi-infini d'eau représentant un matériau équivalent aux tissus du corps humain. La figure 3.1 (page 51) illustre la géométrie considérée. Dans cette publication, la dose absorbée est exprimée en fonction de la profondeur des tissus et est donnée en utilisant des coefficients de correction obtenus avec un code de calcul Monte-Carlo et une méthode analytique.

##### Modèle pour la contribution due aux photons

Piltingsrud et Gels ont développé une approche analytique pour avoir les équivalents de dose

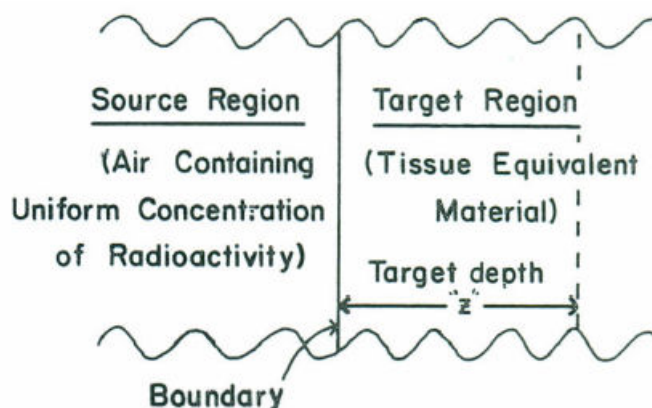


FIG. 3.1 – Géométrie du modèle pour calculer l'équivalent de dose dans un matériau équivalent tissu immergé dans une source volumique émettant des particules  $\beta^-$  [61].

dus aux principaux photons émis par les désintégrations de xénon-133 qui ont des énergies de l'ordre de 30 keV et de 80 keV. La figure 3.2 (page 51) montre le modèle utilisé pour calculer les équivalents de dose pour une exposition au xénon-133. La source de xénon-133 est modélisée par une demi-sphère d'air et son activité volumique est répartie uniformément dans le nuage. Les équivalents de dose sont calculés au centre de la source semi-sphérique avec une méthode analytique qui est basée sur l'atténuation du nombre de photons dans l'air. Les équivalents de dose sont exprimés en fonction du rayon du nuage semi-sphérique de xénon-133.

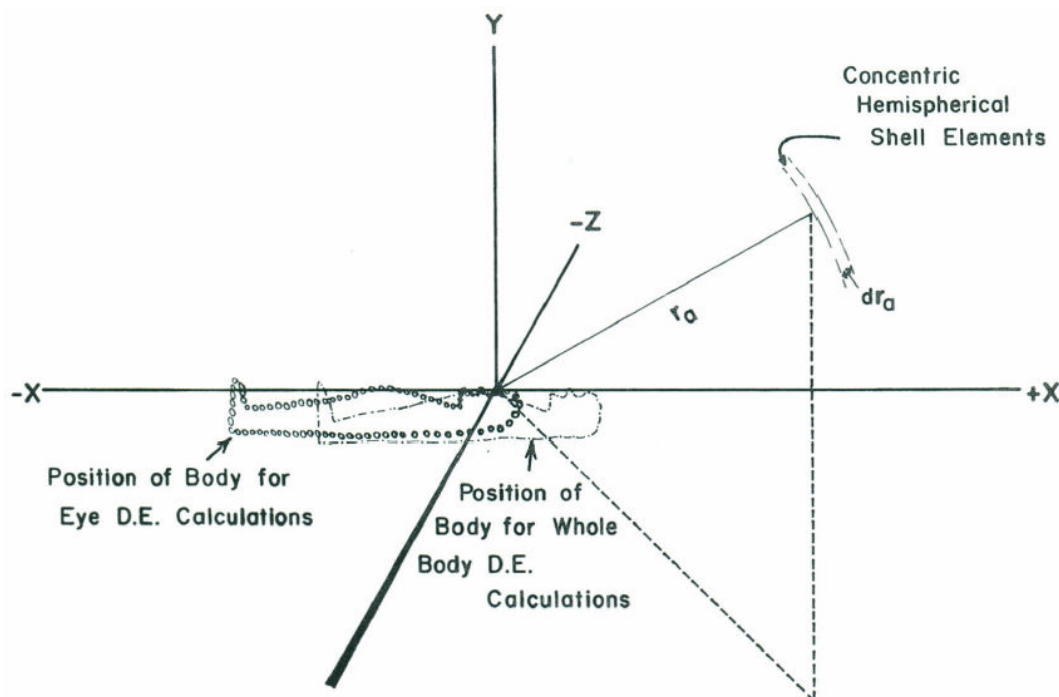


FIG. 3.2 – Géométrie du modèle pour calculer l'équivalent de dose provenant des photons de la source [61].

### 3.1.1.2 Discussions

Cette méthode analytique permet de suivre les débits d'équivalents de dose dans un nuage semi-sphérique de xénon-133 en fonction de son rayon.

La figure 3.3 (page 52) montre les débits d'équivalent de dose pour la contribution liée aux photons et aux particules  $\beta^-$  des désintégrations du xénon-133. Les débits d'équivalent de dose  $\dot{H}_p(0.07)$ ,  $\dot{H}_p(3)$ ,  $\dot{H}_p(10)$  provenant des photons issus des désintégrations du xénon-133 sont représentés par les grandeurs  $\dot{H}_p(0.07)_\gamma$ ,  $\dot{H}_p(3)_\gamma$ ,  $\dot{H}_p(10)_\gamma$ . Les contributions des photons et des électrons produits par les désintégrations du xénon-133 sont uniquement prises en compte pour le débit d'équivalent de dose  $\dot{H}_p(0.07)$ , représenté par  $\dot{H}_p(0.07)_{\gamma+\beta}$ .

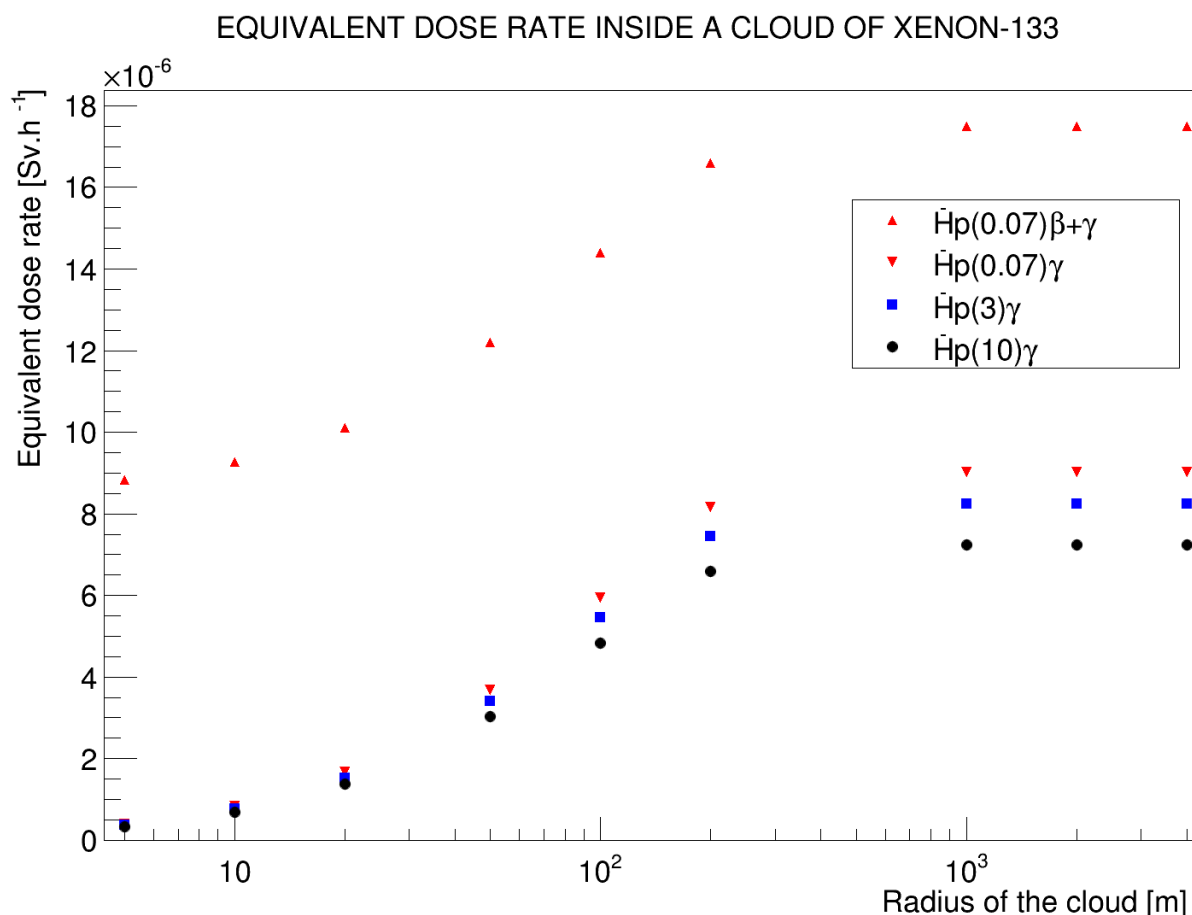


FIG. 3.3 – Débits d'équivalent de dose obtenus avec une méthode analytique en fonction du rayon du nuage de xénon-133 avec une activité volumique de xénon-133 égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  [61]. Les incertitudes sur les équivalents de dose sont de l'ordre de 15 %.

Dans un premier temps, nous allons nous intéresser aux débits d'équivalent de dose liés uniquement aux photons.

Nous remarquons que les grandeurs  $\dot{H}_p(0.07)_\gamma$ ,  $\dot{H}_p(3)_\gamma$ ,  $\dot{H}_p(10)_\gamma$  sont du même ordre de grandeur. L'augmentation du rayon de la source de xénon-133 entraîne une augmentation de ces

grandeurs dosimétriques jusqu'à atteindre une asymptote due à l'atténuation des photons dans l'air.

Dans un second temps, nous étudions les équivalents de dose provenant des particules  $\beta^-$  et des électrons secondaires émis par les désintégrations du xénon-133.

Pour le xénon-133, les électrons de plus haute énergie sont des particules  $\beta^-$  de 346.4 keV. L'énergie moyenne de ces particules  $\beta^-$  est égale à 100.6 keV (Cf. Annexe A, page 151). Dans l'air, le parcours projeté des électrons de 350 keV et de 100 keV est respectivement de 99.5 cm et de 13.5 cm.

La différence entre la grandeur  $\text{Hp}(0.07)_{\gamma+\beta}$  et  $\text{Hp}(0.07)_{\gamma}$  correspond à l'équivalent de dose  $\text{Hp}(0.07)$  dû aux particules  $\beta^-$  et aux électrons secondaires émis par la source de xénon-133. Cet écart est constant et égal à  $8.4 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Il s'explique par le fait que le parcours projeté des électrons émis dans l'air est inférieur au rayon de la source de xénon-133 dès que son rayon est supérieur à 1 m.

Les particules  $\beta^-$  déposent 99 % de l'énergie dans les 330 premiers micromètres de la peau [62], elles contribuent donc de façon importante à la dose absorbée dans les tissus peu profonds comme la couche basale de la peau.

Les équivalents de dose  $\text{Hp}(3)$  et  $\text{Hp}(10)$  ne considèrent pas les contributions provenant des particules  $\beta^-$ , étant donné que les particules  $\beta^-$  ne sont pas assez énergétiques pour déposer de l'énergie dans des tissus situés à 3 mm de profondeur ou plus.

Le graphique montre que l'équivalent de dose  $\text{Hp}(0.07)_{\beta+\gamma}$  est nettement supérieur aux équivalents de dose  $\text{Hp}(3)_{\gamma}$ ,  $\text{Hp}(10)_{\gamma}$  et  $\text{Hp}(0.07)_{\gamma}$  quelque soit le rayon du nuage semi-sphérique de xénon-133. Par ailleurs, nous remarquons également que le débit d'équivalent de dose  $\text{Hp}(3)$  est supérieur au débit d'équivalent de dose  $\text{Hp}(10)$ . Ces remarques nous conduisent à étudier ces débits d'équivalent de dose avec les limites dosimétriques évoquées dans la partie 1.2.6 (page 17).

Avec les limites dosimétriques de l'ICRP, les valeurs des débits d'équivalent de dose présentées sur la figure 3.3 (page 52) et leur incertitudes, nous pouvons déterminer le critère limitant l'exposition au xénon-133. Avec les directives européennes 96/29, la dose efficace est le critère limitant. Avec les limites dosimétriques de la nouvelle directive européenne 2013/59, les critères limitant l'exposition sont la dose équivalente au cristallin et la dose efficace. Compte tenu de la limite de dose à la peau, l'équivalent de dose  $\text{Hp}(0.07)$  ne constitue pas le critère limitant l'exposition au xénon-133 bien qu'il soit plus élevé que les équivalents de dose  $\text{Hp}(3)$  et  $\text{Hp}(10)$ .

### 3.1.1.3 Conclusion

L'exposition au xénon-133 modélisée avec cette méthode analytique s'adapte bien à une configuration géométrique simple. Le modèle proposé considère uniquement le volume de la source, sans prendre en compte d'autres volumes, tels que le sol ou les murs de la salle. La

diffusion des photons dans le sol n'est pas prise en compte dans le calcul. Cependant, le modèle défini permet d'étudier les équivalents de dose en fonction du rayon du nuage de xénon-133. Cette analyse des données bibliographiques illustre la problématique de la thèse qui consiste à quantifier l'exposition du corps entier et du cristallin au xénon-133. Dans un nuage de 1000 m de rayon, les débits d'équivalent de dose Hp(3) et Hp(10) sont du même ordre de grandeur et sont égaux respectivement à  $8.24 \times 10^{-6} \pm 1.24 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  et  $7.24 \times 10^{-6} \pm 1.09 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Nous avons présenté la seule étude qui traite de l'exposition externe au xénon-133 avec une méthode analytique. La totalité des études publiées utilisent des codes de calcul Monte-Carlo pour quantifier une exposition externe par immersion dans un nuage radioactif. Nous les présenterons dans la partie suivante.

### 3.1.2 Approche basée sur des simulations Monte-Carlo

La méthode analytique est adaptée pour étudier l'exposition au xénon-133 dans une configuration géométrique simple. Pour des configurations plus réalistes, des méthodes Monte-Carlo ont été privilégiées, puisqu'elles permettent de reproduire dans les détails la géométrie considérée et de prendre en compte tous les processus d'interaction des particules dans la matière dont les processus de diffusion.

Nous présentons dans cette partie les études utilisant les méthodes Monte-Carlo qui ont été publiées afin de déterminer l'exposition externe par immersion dans un nuage de xénon-133.

#### 3.1.2.1 Données bibliographiques

Les débits de dose efficace, obtenus avec les différentes méthodes Monte-Carlo pour une exposition au xénon-133, sont présentés dans le tableau 3.1.

Les études de Poston et Snyder [63], d'Eckerman et Ryman [64], et de Yoo et al. [65] donnent des débits de dose efficace pour des sources émettant des photons monoénergétiques de différentes énergies. Nous avons interpolé ces débits de dose efficace en fonction de l'énergie des photons pour avoir des débits de dose efficace correspondant aux photons de 31.6 keV et de 81.0 keV émis par les désintégrations de xénon-133 (Cf. Annexe A, page 151). Les débits de dose efficace sont donnés en tenant compte de l'intensité de 46.9 % des photons de 31.6 keV et de 37.3 % des photons de 81.0 keV émis par les désintégrations de xénon-133.

Des études, telles que celles du DOE [66] et d'Eckerman, Ryman [64] donnent directement le débit de dose efficace dans un nuage de xénon-133.

Nous remarquons que les valeurs des débits de dose efficace sont du même ordre de grandeur et sont compris entre  $4.14 \times 10^{-6}$  et  $5.98 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  pour une immersion dans un nuage de xénon-133 avec une activité volumique uniforme et égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ . Les différences entre les résultats des études proviennent de la technique employée, de la modélisation de la source qui est finie ou infinie, et du choix du fantôme qui est mathématique ou voxelisé.

Les études de Poston et Snyder [63], d'Eckerman et Ryman [64], et du département de l'Energie des Etats-Unis (U.S. Department of Energy) [66] donnent des débits de dose efficace dans un nuage radioactif semi-infini. Alors que l'étude de Yoo et al. [65] utilise un nuage semi-sphérique de taille variable qui dépend de l'énergie des photons. Par exemple pour des sources émettant des photons monoénergétiques de 30 keV et de 80 keV, leur rayon respectif est égal à 100 m et à 250 m.

Publication	Année	Dimension de la source (m)	Débit de dose efficace (Sv.h <sup>-1</sup> )
Poston, Snyder [63]	1974	Infinie	$5.98 \times 10^{-6} \pm 1.80 \times 10^{-6}$
Eckerman, Ryman [64]	1993	Infinie	$5.62 \times 10^{-6} \pm 1.13 \times 10^{-6}$
DOE [66]	2011	Infinie	$4.93 \times 10^{-6}$
Yoo et al. [65]	2013	Variable	$4.14 \times 10^{-6} \pm 0.36 \times 10^{-6}$

TAB. 3.1 – Débits de dose pour une immersion dans un nuage de xénon-133 ayant une activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

### 3.1.2.2 Evolution des techniques de simulation

Les études dosimétriques utilisent des codes de calcul Monte-Carlo pour traiter l'exposition externe par immersion dans un nuage radioactif avec un fantôme anthropomorphe et une source semi-infinie. La qualité du résultat dépend des codes de calcul Monte-Carlo, de la définition de la source volumique et du maillage des volumes de la simulation.

Depuis les premières études dosimétriques, les codes de calcul Monte-Carlo ont gagné en efficacité avec l'amélioration de la puissance de calcul des outils informatiques qui permettent de traiter plus d'opérations. De nombreuses publications rapportent de l'exposition externe par immersion dans un nuage radioactif semi-infini émettant des photons monoénergétiques.

En 1974, Poston et Snyder ont donné des débits de dose pour un fantôme mathématique avec une incertitude de 30 % [63]. Par la suite, les moyens de calcul ont évolué, ce qui a permis de diminuer les incertitudes et d'avoir une meilleure statistique sur les valeurs des débits de dose [67]. En 1993, Eckerman et de Ryman ont publié les débits de dose dans un fantôme mathématique avec une incertitude de 20 % [64]. En 2013, Yoo et al ont utilisé un fantôme voxelisé pour obtenir des débits de dose avec une précision de l'ordre de 10 % [65].

Cette évolution de la précision sur les résultats est due en grande partie à l'amélioration des outils de simulations.

### 3.1.3 Conclusion

Une méthode analytique est adaptée pour traiter de l'exposition par immersion dans un nuage de xénon-133 lorsque la configuration géométrique est simple. Le modèle analytique simplifié développé par Piltingsrud et Gels exprime les débits d'équivalents de dose Hp(0.07)

à la peau, Hp(3) au cristallin et Hp(10) au corps entier en fonction du rayon de la source semi-sphérique.

Cette étude utilisant une approche analytique a permis de montrer que les équivalents de dose Hp(3) et Hp(10) sont du même ordre de grandeur et égaux à  $8.24 \times 10^{-6}$  et de  $7.24 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup> (pour une activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>), c'est-à-dire que les expositions du cristallin et du corps entier sont voisines. En outre, l'étude analytique montre également que l'exposition à la peau est supérieure bien que non limitante dans une approche de radioprotection.

Les méthodes, publiées jusqu'à présent, avec un fantôme anthropomorphe et un code de calcul Monte-Carlo permettent d'obtenir les grandeurs de protection, telles que les doses équivalentes dans les organes et la dose efficace. Les débits de dose efficace obtenus avec les différentes méthodes sont compris entre  $4 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup> et  $6 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup> (pour une activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>). Cet écart s'explique par la modélisation de la source et par la modélisation du fantôme. Malgré ces différences, les débits de dose efficace sont en accord avec la valeur de  $5.0 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup> (pour une activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>), donnée dans la publication 68 de l'ICRP [68]. Ce débit de dose est la valeur de référence en radioprotection pour une exposition externe due à une immersion dans un nuage de xénon-133.

La méthode analytique de la partie 3.1.1 suggère que la dose équivalente au cristallin et la dose efficace sont des critères limitants l'exposition au xénon-133. Cependant, cette méthode simplifie le problème, puisqu'elle ne prend pas en compte les diffusions des photons dans les volumes de l'environnement, tels que le sol et les murs.

Dans la partie 3.2, nous allons montrer que le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 et le fantôme MIRD sont des outils adaptés pour obtenir le débit de dose efficace pour une exposition au xénon-133. Dans la partie 3.3, nous nous proposerons de valider l'hypothèse suggérée par l'étude analytique. Pour cela, nous considérerons une configuration d'exposition au xénon-133 réaliste et nous utiliserons des simulations Monte-Carlo pour prendre en compte les diffusions des photons.

## 3.2 Exposition dans un nuage semi-sphérique

Dans la partie 3.1.2, nous avons vu que les codes de calcul Monte-Carlo sont adaptés pour quantifier l'exposition d'un individu dans un nuage de xénon-133 avec une géométrie complexe. Nous avons également montré que les débits de dose efficace donnés dans les publications sont compatibles avec le débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup> donné par l'ICRP [68]. Les différences entre les débits de dose efficace donnés par les études proviennent de la géométrie de la source et de la géométrie du fantôme qui sont considérées dans les simulations Monte-Carlo.

Dans cette partie, nous avons développé un modèle pour simuler l'exposition au xénon-133 dans un nuage semi-sphérique en utilisant les moyens actuels avec le code de calcul Monte Carlo GEANT4.



### 3.2.1 Modélisation

Nous modélisons l'exposition externe d'un individu au xénon-133 en retenant la géométrie définie dans la partie 2.3.2.1 (page 36). Le fantôme anthropomorphe est debout sur un plancher en béton. Un nuage d'air semi-sphérique est centré sur les pieds du fantôme. La figure 2.8 (page 37) illustre la modélisation du nuage constitué d'air. Cette configuration d'exposition est similaire à celle des études bibliographiques évoquées dans la partie 3.1.2 (page 54). Pour rappel, nous considérons que l'activité volumique du xénon-133 dans le nuage est constante et égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  (Cf. Partie 2.3.1, page 35).

Les simulations Monte-Carlo sont faites en décomposant le nuage en coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans lesquelles les désintégrations de xénon-133 sont générées uniformément. La figure 3.4 (page 57) illustre schématiquement la technique de simulation employée en représentant les trois premières coquilles semi-sphériques.

Un tel découpage présente l'avantage de connaître la contribution dosimétrique de chacune des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur constituant le nuage, de suivre l'évolution des débits de dose en fonction des dimensions du nuage, et de simuler une seule fois chaque portion du nuage.

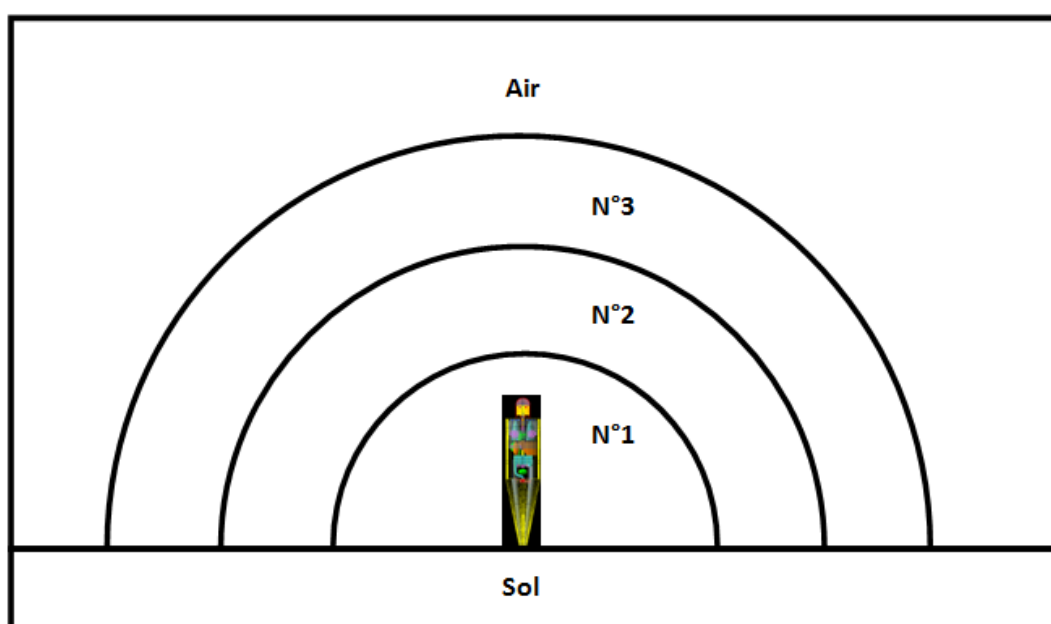


FIG. 3.4 – Représentation schématique de la décomposition de la source semi-sphérique par des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur.

### 3.2.2 Calcul des débits de dose

Nous avons vu précédemment que la source de xénon-133 est décomposée en coquilles semi-sphériques de 2 mètres d'épaisseur. Le rayon moyen  $R_m$  d'une coquille semi-sphérique  $j$  ( $j \geq 1$ ) de 2 m d'épaisseur, de rayon intérieur égal à  $2 \times (j - 1)$  mètres, de rayon extérieur égal à  $2 \times j$  mètres, est égal à  $\sqrt{2 \times (2 \times j^2 - 2 \times j + 1)}$ .

Dans les simulations,  $N_j$  événements sont générés uniformément dans la coquille  $j$  de volume  $V_j$ .

Les données enregistrées pour chaque désintégration du xénon-133 sont les numéros des volumes dans lesquels les dépôts d'énergie se sont produits et les quantités d'énergie déposées en keV.

Les fichiers de sortie des simulations GEANT4 sont traités par un programme développé avec ROOT [69]. Pour une source générée dans la coquille  $j$ , l'énergie moyenne  $\bar{E}_{jk}$  déposée dans le volume  $k$  du fantôme (en keV.désintégration<sup>-1</sup>) et l'incertitude d'échantillon  $u(\bar{E}_{jk})$  (en keV.désintégration<sup>-1</sup>) sont calculées avec les équations 3.1 et 3.2.

$$\bar{E}_{jk} = \frac{1}{N_j} \sum_{i=1}^{N_j} E_{jk_i} \quad (3.1)$$

$$u(\bar{E}_{jk}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_j} (E_{jk_i} - \bar{E}_{jk})^2}{N_j \times (N_j - 1)}} \quad (3.2)$$

Les organes du fantôme sont constitués de volumes uniques (foie, thyroïde, ...) ou de plusieurs organes (poumons, reins, ...). Par ailleurs, les volumes osseux du fantôme se composent de moelle osseuse rouge et d'os qui ont tous deux des facteurs de pondérations tissulaires  $W_T$  différents, comme le montre l'annexe B (page 157).

Dans la suite, nous présentons les calculs qui permettent d'obtenir les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme et le débit de dose efficace générés par une coquille  $j$  du nuage. Ensuite, nous donnons également les débits de dose équivalente et le débit de dose efficace en prenant en compte l'intégralité de la source volumique.

#### 3.2.2.1 Dans les organes simples ou multiples

Le débit de dose équivalente moyen  $\dot{H}_{ij}$  généré par la source  $j$  dans l'organe  $i$ , constitué d'un volume unique ou de plusieurs volumes  $k$ , est calculé avec l'équation 3.3. Son incertitude

est donnée par l'équation 3.4.

$$\dot{H}_{ij} = \frac{3600 \times C_{keV2J} \times W_R \times A \times}{\sum_{k=1}^K m_k} \times V_j \sum_{k=1}^K E_{jk} \quad (3.3)$$

$$u(\dot{H}_{ij}) = \frac{3600 \times C_{keV2J} \times W_R \times A}{\sum_{k=1}^K m_k} \times \sqrt{V_j^2 \times \sum_{k=1}^K [u(E_{jk})]^2} \quad (3.4)$$

Les variables sont :

- $\dot{H}_{ij}$  : Débit de dose équivalente dans l'organe  $i$  qui regroupe les volumes  $k$  du fantôme (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{H}_{ij})$  : Incertitude sur le débit de dose équivalente dans l'organe  $i$  (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $E_{jk}$  : Energie déposée dans le volume  $k$  du fantôme (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $u(E_{jk})$  : Incertitude sur l'énergie déposée dans le volume  $k$  du fantôme (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $N_j$  : Nombre d'évènements générés dans la source  $j$  avec la simulation GEANT4.
- $V_j$  : Volume de la coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur dans laquelle les évènements sont générés par la source (en m<sup>3</sup>).
- $K$  : Nombre de volumes qui constituent l'organe  $i$ .
- $m_k$  : Masse du volume  $k$  du fantôme (en kg).
- $C_{keV2J}$  : Coefficient pour convertir des kilo-électron-volts en joules.
- $W_R$  : Facteur de pondération pour les rayonnements ionisants émis par la source. Ce facteur est égal à 1 pour une source émettant des photons et des électrons.
- $A$  : Activité volumique de xénon-133 dans le volume de la source (en Bq.m<sup>-3</sup>).

### 3.2.2.2 Dans la moelle osseuse et l'os

Le squelette du fantôme MIRD est constitué d'os et de moelle osseuse rouge. Le rapport du MIRD définit la masse de moelle osseuse dans chacun des volumes osseux. Pour le calcul de la dose dans les volumes osseux, nous supposons que la moelle osseuse et l'os sont répartis uniformément dans le volume et que l'énergie est déposée uniformément dans le volume. L'énergie déposée dans la moelle osseuse ou dans les os est obtenue en utilisant le rapport de la masse de moelle osseuse  $m_{moelle_k}$  sur la masse du volume osseux  $m_k$ . Pour la moelle osseuse, ce rapport massique  $R_k$  est égal à  $m_{moelle_k}/m_k$ . L'os représente la partie complémentaire du volume osseux, par conséquent le rapport massique est égal à  $1 - R_k$ .

Les équations 3.5 et 3.6 donnent respectivement le débit de dose équivalente moyen et l'in-

certitude dans la moelle osseuse.

$$\dot{H}_{moelle_j} = \frac{3600 \times C_{keV2J} \times W_R \times A \times}{\sum_{k=1}^K R_k \times m_k} \times V_j \times \sum_{k=1}^K R_k \times E_{jk} \quad (3.5)$$

$$u(\dot{H}_{moelle_j}) = \frac{3600 \times C_{keV2J} \times W_R \times A \times}{\sum_{k=1}^K R_k \times m_k} \times \sqrt{V_j^2 \times \sum_{k=1}^K R_k^2 \times [u(E_{jk})]^2} \quad (3.6)$$

Le débit de dose équivalente moyen et l'incertitude dans les os sont obtenus avec les équations 3.7 et 3.8.

$$\dot{H}_{os_j} = \frac{3600 \times C_{keV2J} \times W_R \times A \times}{\sum_{k=1}^K (1 - R_k) \times m_k} \times V_j \times \sum_{k=1}^K (1 - R_k) \times E_{jk} \quad (3.7)$$

$$u(\dot{H}_{os_j}) = \frac{3600 \times C_{keV2J} \times W_R \times A \times}{\sum_{k=1}^K (1 - R_k) \times m_k} \times \sqrt{V_j^2 \times \sum_{k=1}^K (1 - R_k)^2 \times [u(E_{jk})]^2} \quad (3.8)$$

Les variables sont :

- $\dot{H}_{moelle_j}$  : Débit de dose équivalente dans la moelle osseuse (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{H}_{moelle_j})$  : Incertitude sur le débit de dose équivalente dans la moelle osseuse (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $\dot{H}_{os_j}$  : Débit de dose équivalente dans l'os (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{H}_{os_j})$  : Incertitude sur le débit de dose équivalente dans l'os (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $E_{jk}$  : Energie déposée dans le volume osseux  $k$  (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $u(E_{jk})$  : Incertitude sur l'énergie déposée dans le volume osseux  $k$  (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $K$  : Nombre de volumes osseux.
- $m_k$  : Masse du volume osseux  $k$  (en kg).
- $R_k$  : Rapport de la masse de moelle osseuse dans le volume osseux  $k$  par la masse du volume osseux.

### 3.2.2.3 Débit de dose efficace

Le débit de dose efficace est calculé en tenant compte du débit de dose équivalente des organes du fantôme et de leurs facteurs de pondération  $W_T$ . Les organes ayant des facteurs  $W_T$  sont pris en compte individuellement dans le calcul de la dose efficace. Par ailleurs, les organes qui n'ont pas de facteur  $W_T$  sont pris en compte collectivement. Ils font partie des tissus restants et ont un facteur  $W_T$  qui leur est propre (Cf. Annexe2, page 157). Les facteurs de pondération de la publication 60 de l'ICRP ont été pris en compte, puisque ce sont les coefficients de la

réglementation française actuelle.

Le débit de dose efficace du à la coquille semi-sphérique  $j$  est obtenu avec l'équation 3.9. L'équation 3.10 donne l'incertitude sur la valeur du débit de dose efficace.

$$\dot{E}_j = \sum_{i=1}^I W_{Ti} \times \dot{H}_{ij} \quad (3.9)$$

$$u(\dot{E}_j) = \sqrt{\sum_{i=1}^I W_{Ti}^2 \times [u(\dot{H}_{ij})]^2} \quad (3.10)$$

Les variables sont :

- $\dot{E}_j$  : Débit de dose efficace pour une source générée dans le volume  $j$  (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{E}_j)$  : Incertitude sur le débit de dose efficace (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $\dot{H}_{ij}$  : Débit de dose équivalente dans l'organe  $i$  du fantôme pour une source générée dans le volume  $j$  (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{H}_{ij})$  : Incertitude sur le débit de dose équivalente dans l'organe  $i$  (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $I$  : Nombre d'organes pris en compte pour calculer le débit de dose efficace au corps entier.
- $W_{Ti}$  : Facteur de pondération tissulaire traduisant la radiosensibilité de l'organe  $i$  du fantôme.

### 3.2.2.4 Débits de dose dans la totalité du nuage

Les débits de dose équivalente et le débit de dose efficace provenant de la totalité de la source semi-sphérique de xénon-133 sont obtenus en sommant les contributions provenant de chaque coquille semi-sphérique  $j$  de volume  $V_j$ .

L'équation 3.11 permet d'avoir le débit de dose équivalente à un organe dans la totalité du nuage composé de coquilles semi-sphériques. L'incertitude est calculée avec l'équation 3.12.

$$\dot{H}_i = \sum_{j=1}^J \dot{H}_{ij} \quad (3.11)$$

$$u(\dot{H}_i) = \sqrt{\sum_{j=1}^J [u(\dot{H}_{ij})]^2} \quad (3.12)$$

Le débit de dose efficace et son incertitude sont obtenus avec les équations 3.13 et 3.14.

$$\dot{E} = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I W_{Ti} \times \dot{H}_{ij} = \sum_{j=1}^J \dot{E}_j \quad (3.13)$$

$$u(\dot{E}) = \sqrt{\sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I w_{Ti}^2 \times [u(\dot{H}_{ij})]^2} = \sqrt{\sum_{j=1}^J [u(\dot{E}_j)]^2} \quad (3.14)$$

### 3.2.3 Technique de simulation

Dans ce chapitre, nous étudions l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-sphérique. Cette source est volumineuse, et le temps de calcul est relativement long étant donné que l'ensemble des électrons et des photons créés dans l'environnement de la simulation sont suivis pas à pas par GEANT4 (Cf. partie 2.1.2, page 26).

On rappelle que la source de xénon-133 est modélisée par un nuage semi-sphérique qui est découpé par des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur (Cf. Partie 3.2.1, page 57).

Nous avons développé une technique pour diminuer le temps de calcul des simulations en supprimant les particules qui contribuent marginalement aux débits de dose efficace reçus par le fantôme. Dans cette partie, nous allons quantifier l'impact de cette technique de simulation sur le temps de calcul et sur la valeur du débit de dose efficace.

#### 3.2.3.1 Propriétés des particules ionisantes émises par les désintégrations du xénon-133

Dans la partie 1.1.5 (page 6) et dans l'annexe A (page 151), nous avons présenté les particules ionisantes émises par les désintégrations du xénon-133.

Nous rappelons qu'en se désintégrant, le xénon-133 génère principalement des photons, dont l'énergie est comprise entre 30.0 keV et 36.0 keV, et entre 79.0 keV et 81.0 keV. L'énergie moyenne des photons dans chacun de ces 2 intervalles en énergie est égale à 31.6 keV et 81.0 keV avec une intensité respective de 46.9 % et 37.3 %. Les désintégrations de ce radionucléide génèrent également des photons de 4.3 keV, dont l'intensité est de 6.3 %.

Les photons de 5 keV ont un libre parcours moyen dans l'air de 20.6 cm. A cette énergie, les photons sont peu diffusés et l'effet photoélectrique représente 98.5 % des interactions. Lors d'un effet photoélectrique, les photons perdent totalement leur énergie en interagissant avec un électron du milieu. Les photons sont atténués dans l'air et peuvent atteindre le fantôme lorsqu'ils sont émis à une distance relativement proche de ce dernier.

Dans les tissus mous, le libre parcours moyen des photons de 5 keV est de 0.237 mm. A cet énergie, l'effet photoélectrique représente 99.3 % des interactions. Elles se produisent majoritairement dans les tissus superficiels du fantôme.

A titre de comparaison, les principaux photons émis par les désintégrations de xénon-133 ont des énergies voisines de 30 keV et de 80 keV. Leur libre parcours moyen respectif dans l'air est égal à 23.5 m et de 49.9 m. Ces photons sont très peu atténués dans l'air et peuvent atteindre le fantôme lorsqu'ils sont émis à une longue distance. En outre, leur libre parcours moyen respectif dans les tissus mous est de 2.64 cm et de 5.49 cm. Ils peuvent interagir dans des tissus situés plus en profondeur dans le corps humain.

Le tableau 3.2 présente les libres parcours moyens des photons de 5 keV, 30 keV et 80 keV dans l'air et les tissus mous.

Energie (keV)	Libre parcours moyen (m)	
	Air	Tissus mous
5.0	$2.06 \times 10^{-1}$	$2.37 \times 10^{-4}$
30.0	$2.35 \times 10^1$	$2.64 \times 10^{-2}$
80.0	$4.99 \times 10^1$	$5.49 \times 10^{-2}$

TAB. 3.2 – Libres parcours moyens des photons de 5.0, 30.0 et 80.0 keV dans l'air et dans les tissus mous - Utilisation de la base de données NIST XCOM [70].

Les désintégrations de xénon-133 émettent des électrons. Les électrons les plus énergétiques sont des particules  $\beta^-$  de 346.4 keV issues des désintégrations du xénon-133. Leur énergie moyenne est égale à 100.6 keV.

Le tableau 3.3 présente le parcours projeté des électrons de 100 keV et de 350 keV dans l'air et dans les tissus mous du fantôme.

Le parcours projeté des particules  $\beta^-$  d'énergie maximale est de 99.5 cm dans l'air et de 1.02 mm dans les tissus mous. Si les particules  $\beta^-$  sont émises à une distance inférieure à 99.5 cm du fantôme, elles peuvent déposer de l'énergie dans les tissus du fantôme. L'énergie est déposée dans des tissus peu profonds, puisque le parcours projeté des électrons de 350 keV est égal à 1.02 mm dans les tissus mous. Cependant, les particules  $\beta^-$  ont une énergie moyenne de 100.6 keV trois fois inférieure à leur énergie maximale. Des électrons de 100 keV ont un parcours projeté de 13.5 cm dans l'air et de 0.138 mm dans les tissus mous. Nous en déduisons que les particules déposent principalement leur énergie dans les tissus peu profonds.

Energie (keV)	Parcours projeté (m)	
	Air	Tissus mous
100	$1.35 \times 10^{-1}$	$1.38 \times 10^{-4}$
350	$9.95 \times 10^{-1}$	$1.02 \times 10^{-3}$

TAB. 3.3 – Parcours projeté des électrons de 100 keV et de 350 keV dans l'air et dans les tissus mous - Utilisation de la base de données NIST ESTAR [71].

Certaines particules, créées au cours d'une simulation ne déposent leur énergie qu'à très faible distance dans l'air ou/et sur une faible profondeur dans les tissus. C'est notamment le cas des photons d'énergie inférieure à 5 keV et des particules  $\beta^-$  issues des désintégrations du xénon-133.

### 3.2.3.2 Temps de calcul

La technique de simulation consiste à supprimer les photons d'énergie inférieure à 5 keV et les électrons lorsqu'ils sont créés à l'extérieur du fantôme. Nous avons étudié l'impact de cette

technique sur le temps de calcul des simulations.

Des simulations sont effectuées en générant les désintégrations de xénon-133 dans les 4 premières coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur de la source semi-sphérique. Deux séries de simulations sont effectuées. Dans la première série, tous les photons et les électrons émis par les désintégrations du xénon-133 sont pris en compte (série 1). Dans la seconde série, les photons dont l'énergie est inférieure à 5 keV et les électrons sont supprimés lorsqu'ils sont créés hors du fantôme, c'est-à-dire que les photons, dont l'énergie est supérieure à 5 keV, sont considérés dans les simulations (série 2).

La figure 3.5 (page 64) présente les temps de calcul pour simuler l'exposition du fantôme par une source de xénon-133 d'une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  pendant une durée d'une seconde en fonction du rayon moyen de la source.

Ce graphique montre que les temps de calcul nécessaires pour effectuer les simulations de la série 1 sont très nettement supérieurs aux temps de calcul de la série 2.

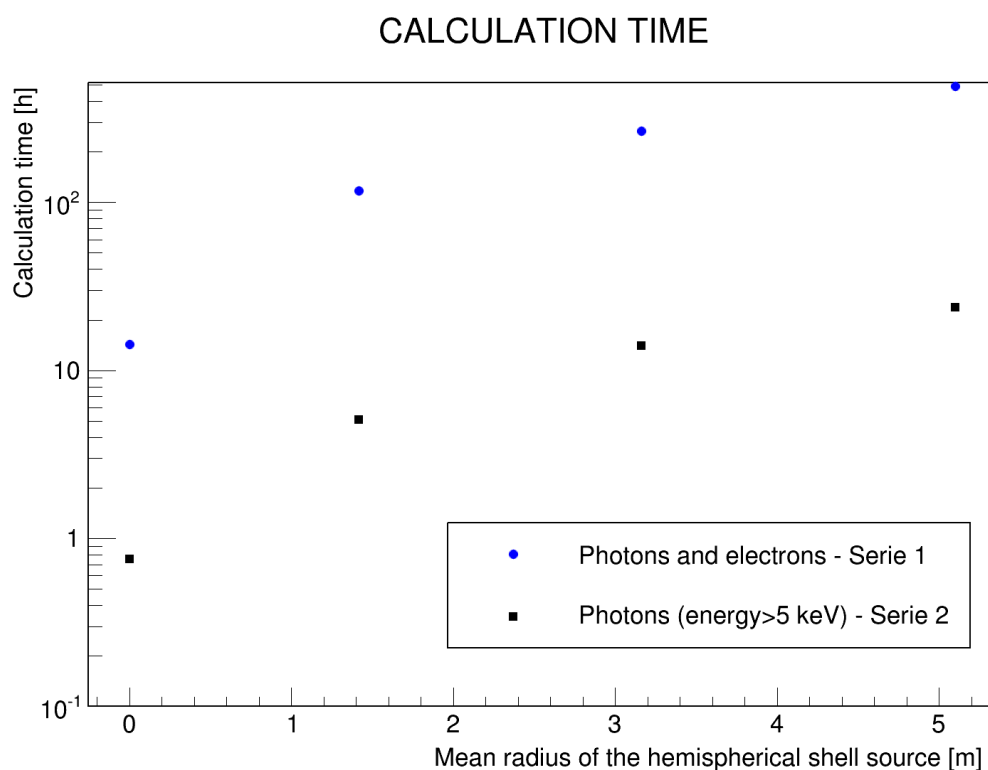


FIG. 3.5 – Temps de calcul des simulations tenant compte de toutes les particules (Série 1) et celles tenant uniquement compte des photons dont l'énergie est supérieure à 5 keV (Série 2) - Activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

Le tableau 3.4 reprend les valeurs de temps de calcul, présentées sur la figure 3.5. Il montre clairement que les simulations de la série 1 sont 20 fois plus longues que les simulations de la série 2. Donc le fait de négliger les photons d'énergie inférieure à 5 keV et les particules  $\beta^-$  permet de diminuer le temps de calcul d'un facteur 20.



Rayon moyen (m)	Temps de calcul (h)	
	Série 1	Série 2
1.41	14.3	0.75
3.16	117.4	5.1
5.10	265.2	14.0
7.07	492.4	23.8

TAB. 3.4 – Temps de calcul pour les simulations Monte-Carlo considérant toutes les particules (Série 1) et celles considérant les photons dont l'énergie est supérieure à 5 keV (Série 2).

### 3.2.3.3 Débit de dose efficace

Les débits de dose efficace obtenus avec les deux séries de simulation ont été comparés pour étudier l'impact de la suppression des particules.

Le tableau 3.5 présente le rayon moyen de la coquille semi-sphérique où la source est générée, et les débits de dose efficace obtenus pour les simulations de la série 1 et de la série 2.

Les débits de dose efficace provenant des deux séries de simulations sont connus avec une grande précision. Les incertitudes statistiques sur les débits de dose efficace sont inférieures à 2 %. Elles sont nettement inférieures aux incertitudes données dans les études publiées qui sont supérieures à 10 % pour une exposition par immersion dans un nuage radioactif.

Nous nous intéressons aux débits de dose efficace provenant de la première coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur de rayon moyen égal à 1.41 m. Le débit de dose efficace de la série 1 et de la série 2 sont respectivement égaux à  $1.15 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> et à  $9.03 \times 10^{-8}$  Sv.h<sup>-1</sup>. L'écart entre ces deux valeurs vaut  $2.47 \times 10^{-8}$  Sv.h<sup>-1</sup>. Cette différence entre les débits de dose efficace de la série 1 et de la série 2 s'explique le fait que les photons de 5 keV et les électrons sont supprimés dans la série 2 alors qu'ils ne le sont pas dans la série 1. Nous avons vu précédemment que ces particules contribuent à déposer de l'énergie dans les tissus peu profonds lorsqu'elles sont émises à courte distance du fantôme, comme c'est le cas pour une source générée dans la première coquille.

Nous remarquons que les valeurs des débits de dose efficace dus aux coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur de rayon moyen 3.16 m, 5.10 m, 7.07 m sont statistiquement égales. Nous en déduisons que les photons d'énergie inférieure à 5 keV et les électrons ne contribuent pas significativement au débit de dose efficace lorsque la source est localisée dans ces coquilles.

### 3.2.3.4 Conclusion

La technique de simulation qui a été développée, consiste à supprimer les photons d'énergie inférieure à 5 keV et les électrons lorsqu'ils sont créés à l'extérieur du fantôme. Nous avons quantifié l'impact de la suppression de ces particules sur les valeurs du débit de dose efficace et sur le temps de calcul.

Cette technique de simulation permet de gagner un facteur 20 sur le temps de calcul sans im-

Rayon moyen (m)	Ė - Série 1 (Sv.h <sup>-1</sup> )	Ė - Série 2 (Sv.h <sup>-1</sup> )
1.41	$1.15 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7}$	$9.03 \times 10^{-8} \pm 0.01 \times 10^{-8}$
3.16	$1.08 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7}$	$1.08 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7}$
5.10	$9.44 \times 10^{-8} \pm 0.07 \times 10^{-8}$	$9.47 \times 10^{-8} \pm 0.07 \times 10^{-8}$
7.07	$8.88 \times 10^{-8} \pm 0.06 \times 10^{-8}$	$8.84 \times 10^{-8} \pm 0.06 \times 10^{-8}$

TAB. 3.5 – Débits de dose efficace obtenus avec les simulations prenant en compte toutes les particules (série 1) et celles prenant uniquement en compte les photons d'énergie supérieure à 5 keV (série 2) pour les quatre premières coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur (Activité volumique en xénon-133 égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>).

pacter la précision du résultat sur le débit de dose efficace lorsque la source est générée dans une coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur de rayon moyen supérieur ou égal à 3.16 m.

### 3.2.4 Méthode

Les études de références, présentées dans la partie 3.1.2, donnent des débits de dose efficace pour une exposition par immersion dans un nuage semi-infini. Notre objectif est d'obtenir le débit de dose efficace dans un nuage de xénon-133 semi-infini avec le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 et le fantôme MIRD. La valeur du débit de dose efficace que nous allons obtenir va être comparée avec les débits de dose efficace des publications de référence en considérant une géométrie identique.

Les simulations dans un nuage semi-infini nécessitent un temps de calcul important pour traiter le problème avec une statistique suffisante. Par conséquent, nous allons procéder en deux étapes pour obtenir le débit de dose efficace dans un nuage semi-sphérique de grande dimension. Dans un premier temps, dans la partie 3.2.5, nous effectuons des simulations GEANT4 dans un nuage de courte dimension qui est divisé en coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur. Les désintégrations de xénon-133 se produisent à l'intérieur des coquilles. Les débits de dose efficace générés par ces coquilles sont calculés.

Dans un second temps, dans la partie 3.2.6, nous allons effectuer une extrapolation des débits de dose efficace en fonction du rayon moyen des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur contenant les sources. Un calcul est ensuite effectué pour connaître le débit de dose efficace dans un nuage semi-sphérique de xénon-133 de grande dimension en fonction de son rayon.

### 3.2.5 Débits de dose efficace dans un nuage semi-sphérique à courte distance

#### 3.2.5.1 Simulations dans un nuage semi-sphérique

Des simulations GEANT4 sont effectuées avec la géométrie décrite dans la partie 3.2.1 dans un nuage semi-sphérique de courte dimension. 12 simulations sont faites en répartissant

de façon homogène les désintégrations du xénon-133 dans les 12 premières coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur d'un nuage semi-sphérique de 24 m de rayon.

Les principaux photons émis par les désintégrations sont des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV qui ont des intensités respectives de 46.9 % et de 37.3 % (Cf. annexe A, page 151). Les simulations sont également menées en remplaçant la source de xénon-133 par deux sources de photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %). Deux séries de simulations sont effectuées dans les 12 premières coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur du nuage semi-sphérique de 24 m de rayon avec les deux sources de photons monoénergétiques.

Les simulations sont réalisées avec la technique présentée dans la partie 3.2.3 afin de diminuer le temps de calcul. Nous considérons uniquement les photons émis par les désintégrations de xénon-133 dont l'énergie est supérieure à 5 keV. Les photons d'énergie inférieure à 5 keV et les particules  $\beta^-$  sont supprimés au moment de leur création dans l'air.

Nous allons étudier les débits de dose efficace provenant des désintégrations du xénon-133 et de ses deux principaux photons de 31.6 keV et de 81.0 keV pour comprendre l'évolution des débits de dose provenant des désintégrations de xénon-133 et pour extrapoler les débits de dose efficace à un nuage de xénon-133 de grande dimension.

### 3.2.5.2 Evolution des débits de dose efficace

La figure 3.6 (page 68) présente les débits de dose efficace en fonction du rayon moyen des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans lesquelles sont générées des désintégrations de xénon-133. Les débits de dose efficace provenant des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV sont également représentés sur le graphique.

Sur le graphique, nous distinguons deux zones de variation des débits de dose efficace. Elles correspondent à la première coquille semi-sphérique de rayon moyen égal à 1.41 m et aux coquilles semi-sphériques de rayons moyens supérieurs à 3.16 m.

Le débit de dose efficace généré par la première coquille de rayon moyen égal à 1.41 m est particulier. En effet, la source est générée dans une demi-sphère de 2 m de rayon dans laquelle le fantôme est complètement immergé. L'irradiation du fantôme n'est pas uniforme, car la source a des dimensions comparables à celles du fantôme.

Les débits de dose efficace provenant des coquilles de rayon moyen supérieur égal à 3.16 m sont générés par des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur. Nous remarquons que les débits de dose efficace provenant des coquilles de rayon moyen supérieur égal à 3.16 m diminuent lorsque le rayon moyen des coquilles semi-sphériques augmente, c'est-à-dire qu'ils diminuent lorsque la distance entre le fantôme et la source augmente.

Nous rappelons ici que l'activité volumique d'une coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur est constante et égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ . Par ailleurs, l'activité générée par une coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur de rayon moyen  $R_m$  est proportionnelle à  $R_m^2$ , alors que l'angle solide entre le point d'émission du photon et le fantôme est proportionnel à  $1/R_m^2$ . Ces deux effets se compensent, et la diminution des débits de dose efficace en fonction du rayon moyen

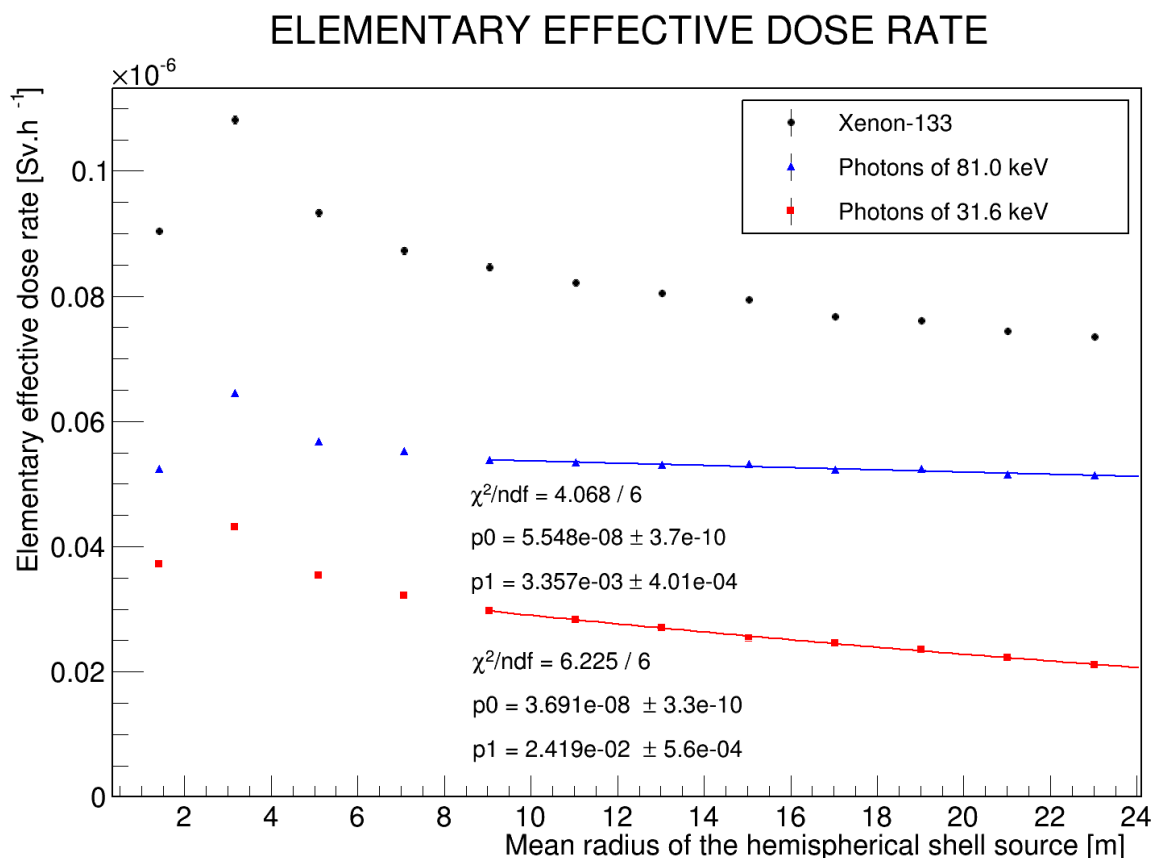


FIG. 3.6 – Débits de dose efficace générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans un nuage avec une source de xénon-133, une source émettant des photons de 31.6 keV avec une intensité de 46.9 %, et une source émettant des photons de 81.0 keV avec une intensité de 37.3 % - Activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

$R_m$  provient donc de l'atténuation des photons dans l'air.

Nous allons réaliser un ajustement sur les débits de dose efficace générés par les sources émettant les photons monoénergétiques de 31.6 keV et de 81.0 keV.

L'ajustement n'est pas effectué sur les débits de dose efficace générés par les coquilles de rayon moyen compris entre 3.16 m et 9 m, car des contributions géométriques sont à prendre en compte à courte distance lorsque les dimensions de la source sont du même ordre de grandeur que celles du fantôme.

L'ajustement est réalisé sur les débits de dose efficace provenant des coquilles semi-sphériques, dont le rayon moyen est supérieur à 9 m. Pour ces sources, les contributions géométriques sont plus faibles, c'est-à-dire que le fantôme peut être considéré comme une cible ponctuelle vis-à-vis de la source. Les débits de dose efficace générés par les sources de photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %) sont interpolés en fonction du rayon moyen des coquilles semi-sphériques de rayon moyen supérieur à 9 m pour s'affranchir des

contributions géométriques à courte distance. La courbe de tendance est définie par l'équation  $P_0 \times \exp(-P_1 \times R_m)$ . Le tableau 3.6 présente les valeurs des paramètres  $P_0$  et  $P_1$  de l'ajustement.

Paramètres	Sources de photons monoénergétiques	
	Photons de 31.6 keV (46.9 %)	Photons de 81.0 keV (37.3 %)
$P_0(\text{Sv.h}^{-1})$	$3.691 \times 10^{-8} \pm 0.033 \times 10^{-8}$	$5.548 \times 10^{-8} \pm 0.037 \times 10^{-8}$
$P_1(\text{m}^{-1})$	$2.419 \times 10^{-2} \pm 0.056 \times 10^{-2}$	$3.357 \times 10^{-3} \pm 0.401 \times 10^{-3}$

TAB. 3.6 – Paramètres  $P_0$  et  $P_1$  de la courbe de tendance  $P_0 \times \exp(-P_1 \times R_m)$  des débits de dose efficace générés par les sources émettant des photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %).

### 3.2.5.3 Contribution dosimétrique des principaux photons issus des désintégrations de xénon-133

Nous avons étudié la contribution dosimétrique des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV sur le débit de dose efficace du à l'ensemble des photons émis par les désintégrations de xénon-133.

La figure 3.7 (page 70) présente le rapport du débit de dose efficace provenant des photons monoénergétiques par celui provenant des photons générés par les désintégrations de xénon-133. Les débits de dose efficace obtenus avec les photons de 31.6 keV et de 81.0 keV ont été sommés et divisés par le débit de dose provenant des photons issus des désintégrations de xénon-133. Ces rapports permettent de connaître la contribution dosimétrique des sources monoénergétiques sur le débit de dose efficace total.

Nous remarquons que le ratio du débit de dose efficace des photons de 81.0 keV sur le débit de dose efficace total est toujours supérieur au débit de dose efficace des photons de 31.6 keV sur le débit de dose efficace total. On vérifie donc bien que les photons de 81.0 keV contribuent davantage au débit de dose efficace total que les photons de 31.6 keV.

Nous constatons par ailleurs que le ratio du débit de dose efficace des photons de 31.6 keV sur le débit de dose efficace total diminue alors que le ratio du débit de dose efficace des photons de 81.0 keV sur le débit de dose efficace total augmente avec la distance entre la source et le fantôme. Ces variations s'expliquent par le fait que les photons de 31.6 keV sont davantage atténués dans l'air que les photons de 81.0 keV.

Le ratio du débit de dose efficace des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV par le débit de dose des photons émis par le xénon-133 est ajusté par une courbe de tendance définie par l'équation  $y = P_0$ . Le paramètre  $P_0$  est égal à  $99.21 \pm 0.22 \%$ . Ce résultat montre que les débits de dose efficace générés par les photons de 31.6 keV et de 81.0 keV représentent 99 % du débit de dose efficace généré par la totalité des photons émis par les désintégrations de xénon-133 indépendamment du rayon moyen de la coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur.

Donc l'étude du débit de dose efficace lié à l'exposition externe au xénon-133 sera menée en considérant uniquement les débits de dose efficace dus aux photons de 31.6 keV et de 81.0 keV.

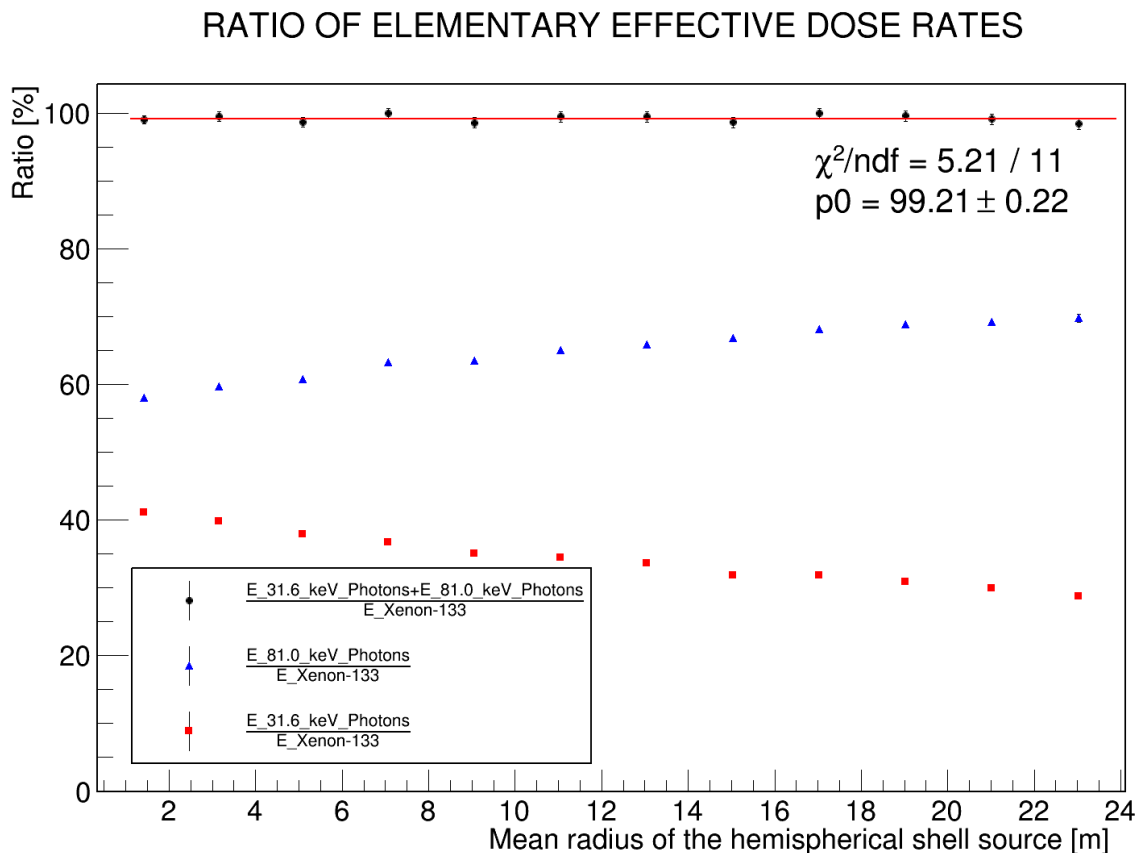


FIG. 3.7 – Contributions dosimétriques des photons de 31.6 keV et des photons de 81.0 keV issus des désintégrations de xénon-133 - Activité volumique en xénon-133 égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

De cette manière nous allons pouvoir extrapoler les débits de dose efficace de deux sources émettant des photons monoénergétiques de 31.6 keV et de 81.0 keV pour obtenir le débit de dose efficace d'une source de xénon-133 de grande dimension.

### 3.2.5.4 Conclusion

Le débit de dose efficace a été étudié dans un nuage de xénon-133 semi-sphérique de 24 m de rayon qui a été décomposé en coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur. Cette technique de simulation permet d'étudier les débits de dose efficace de chaque coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur en vue d'une extrapolation à longue distance.

Les désintégrations du xénon-133 génèrent principalement des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV avec des intensités de 46.9 % et de 37.3 %. Des simulations ont été faites en remplaçant la source de xénon-133 par des photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %). Nous avons montré que plus de 99 % du débit de dose efficace dû à une exposition au xénon-133 est lié aux photons de 31.6 keV et de 81.0 keV émis par les désintégrations du radionucléide. L'étude du débit de dose efficace dû au xénon-133 peut donc être menée en

étudiant uniquement les débits de dose efficace provenant des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV.

### 3.2.6 Débit de dose efficace à grande distance

Les études de références, présentées dans la partie 3.1.2, donnent des débits de dose efficace pour une exposition par immersion dans un nuage semi-infini. Notre objectif est d'obtenir le débit de dose efficace dans un nuage semi-infini pour le comparer avec les données de référence afin de valider la modélisation de l'exposition au xénon-133 que nous avons développée.

Nous allons étudier l'exposition dans un nuage de xénon-133 uniquement avec les contributions des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV, puisque nous avons vu dans la partie 3.2.5, qu'elles génèrent à elles seules plus de 99% du débit de dose efficace du xénon-133. Dans cette même partie, nous avons obtenu les contributions élémentaires des débits de dose efficace générés par les coquilles semi-sphériques d'une source semi-sphérique de petite dimension émettant des photons de 31.6 keV et de 81.0 keV. Des courbes de tendances ont été calculées à partir de ces contributions.

Le code de calcul GEANT4 suit l'ensemble des particules créées, ce qui entraîne inévitablement un temps de calcul important lorsque les événements sont générés dans un nuage radioactif volumineux avec une activité volumique constante. Nous sommes confrontés à un problème de temps de calcul pour étudier l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-infini. Nous avons développé une méthode pour contourner la difficulté du temps de calcul. Elle consiste à extrapoler les courbes de tendance sur les contributions élémentaires des débits de dose efficace pour obtenir les contributions élémentaires de débits de dose efficace pour des coquilles semi-sphériques de plus grandes dimensions. Par la suite, les contributions dosimétriques obtenues par les simulations et par les extrapolations sont sommées afin d'obtenir un débit de dose efficace dans une source semi-sphérique de grande dimension.

#### 3.2.6.1 Validation des extrapolations des débits de dose efficace

Dans la partie 3.2.5, nous avons obtenu les débits de dose efficace pour des sources émettant des photons monoénergétiques de 31.6 keV et de 81.0 keV avec les intensités de 46.9 % et de 37.3 % générées dans les 12 premières coquilles de 2 m d'épaisseur d'un nuage semi-sphérique de 24 m de rayon.

Une simulation supplémentaire a été effectuée en générant les sources de photons monoénergétiques dans une coquille de 38 m de rayon intérieur et de 40 m de rayon extérieur pour avoir le débit de dose efficace généré par une source située à plus grande distance du fantôme. La robustesse de nos ajustements est testée pour ce point situé à longue distance.

La figure 3.8 (page 72) présente les courbes de tendance des débits de dose efficace pour les sources émettant des photons de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %) qui ont été calculées pour des coquilles semi-sphériques dont les rayons moyens sont compris entre 9.06 m



et 23.02 m. Nous avons également représenté la somme des débits de dose efficace générés par les deux sources de photons monoénergétiques, ainsi que la courbe qui résulte de la somme des courbes de tendance des sources générant des photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %).

Les courbes de tendance et leur somme ont été extrapolées dans un premier temps jusqu'à 40 m pour vérifier que les ajustements sont appropriés pour évaluer les débits de dose efficace générés par un nuage de 40 m de rayon.

Les contributions élémentaires des débits de dose efficace des coquilles de 39.01 m de rayon moyen simulées avec GEANT4 avec les deux énergies de 31.6 keV et de 81.0 keV sont très proches des extrapolations obtenues à partir des simulations effectuées pour des rayons de coquilles plus petits. On remarque également que la somme totale des débits de dose pour les deux énergies est également compatible avec la somme des courbes de tendance des deux sources de photons monoénergétiques.

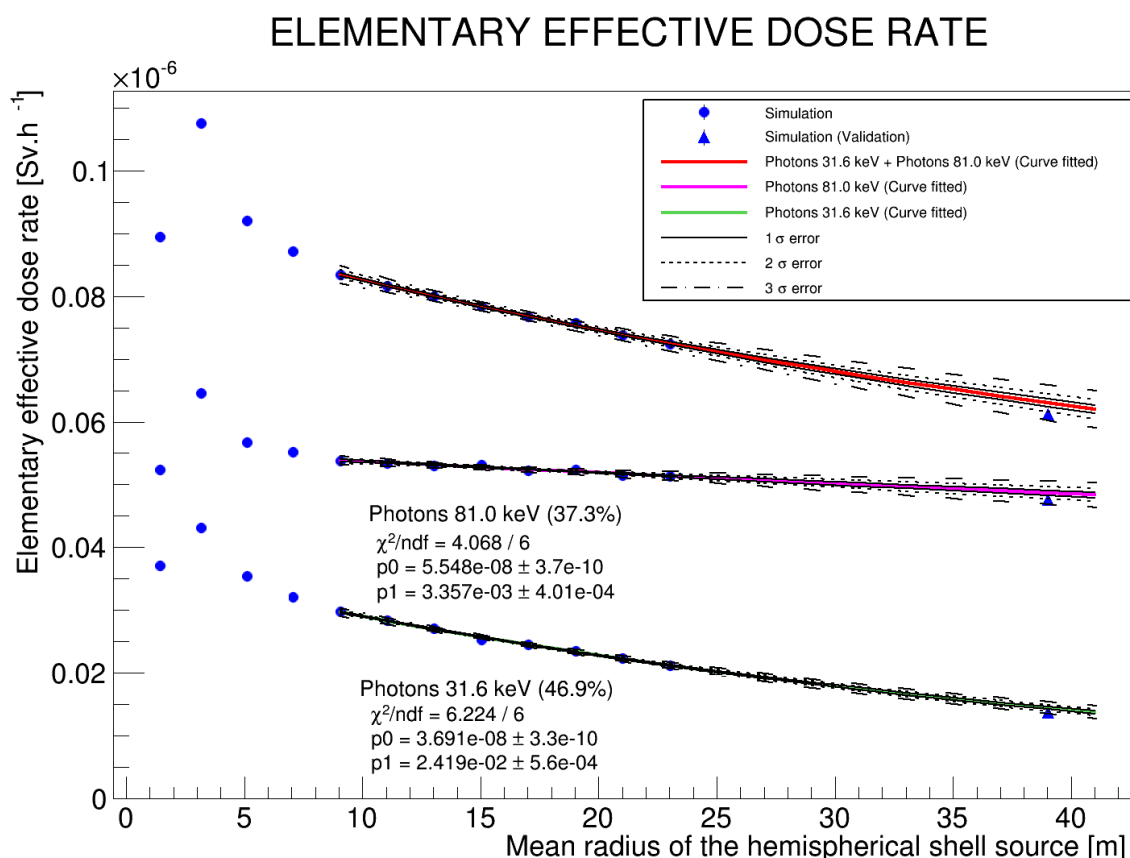


FIG. 3.8 – Courbes de tendance des débits de dose efficace pour une source émettant des photons de 31.6 keV (46.9 %), une source émettant des photons de 81.0 keV (37.3%), et pour une source émettant des photons de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %).

Il convient ici de mettre en avant le fait que les simulations sont extrêmement coûteuses en temps de calcul. La figure 3.9 (page 73) illustre le temps de calcul nécessaire pour simuler



une exposition d'une seconde avec les sources de photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %) générées uniformément dans des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur. Ce graphique montre que le temps de calcul augmente considérablement lorsque le rayon moyen de la source augmente (l'activité volumique est supposée constante et égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>). Ainsi pour obtenir la contribution à 39.01 m, nous avons dépensé plus de 750 h de temps de calcul pour la simulation Monte-Carlo avec GEANT4 et le fantôme MIRD.

Face à cette difficulté, nous avons investigué la possibilité d'extrapoler à plus longue distance les contributions dosimétriques de chaque partie du nuage afin d'atteindre les dimensions caractéristiques des nuages des références bibliographiques.

### CALCULATION TIME

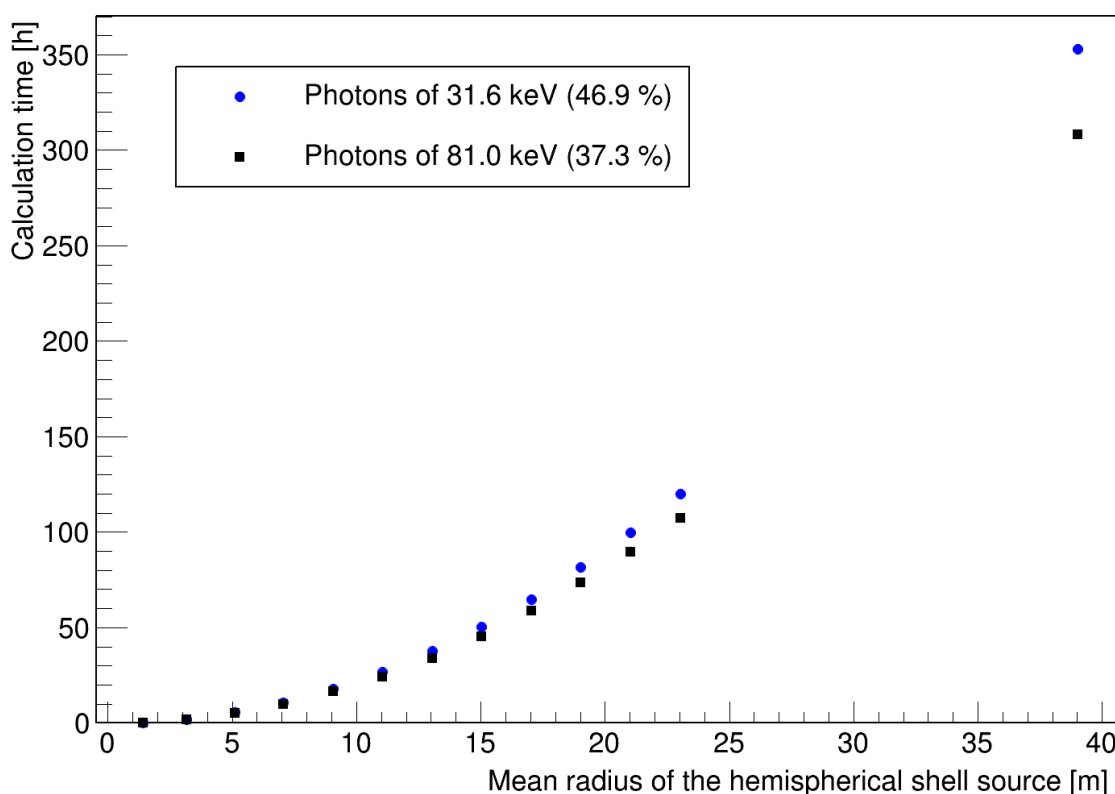


FIG. 3.9 – Temps de calcul pour simuler une exposition d'une seconde avec des sources de photons monoénergétiques de 31.6 keV (46.9 %) et de 81.0 keV (37.3 %) générées dans des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur.

#### 3.2.6.2 Débits de dose efficace dans un nuage semi-sphérique de grande dimension

Nous allons maintenant expliquer le principe pour calculer le débit de dose efficace généré par un nuage semi-sphérique qui émet des photons de 31.6 keV (46.9%) et de 81.0 keV (37.3%). Dans un nuage de  $2N$  m de rayon, le débit de dose efficace est obtenu en sommant les débits de

dose efficace élémentaires générés par les  $N$  coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans lesquelles les deux sources de photons monoénergétiques sont générées. Pour ce calcul, nous utilisons les débits de dose efficace élémentaires pour les coquilles semi-sphériques de rayon moyen inférieur à 9.06 m obtenus par simulations et les débits de dose efficace élémentaires pour les coquilles de rayon moyen supérieur à 9.06 m calculés avec les courbes de tendance. L'incertitude sur le débit de dose efficace dans le nuage semi-sphérique est calculé en sommant quadratiquement les incertitudes sur les débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur.

La figure 3.10 (page 74) présente les débits de dose efficace d'une source semi-sphérique émettant des photons de 31.6 keV (46.9%) et de 81.0 keV (37.3%) en fonction de son rayon. Les barres d'erreur sont confondues avec la largeur des points représentés sur le graphique. Les incertitudes sont extrêmement faibles, car la géométrie du fantôme et la géométrie de la source sont définies avec précision.

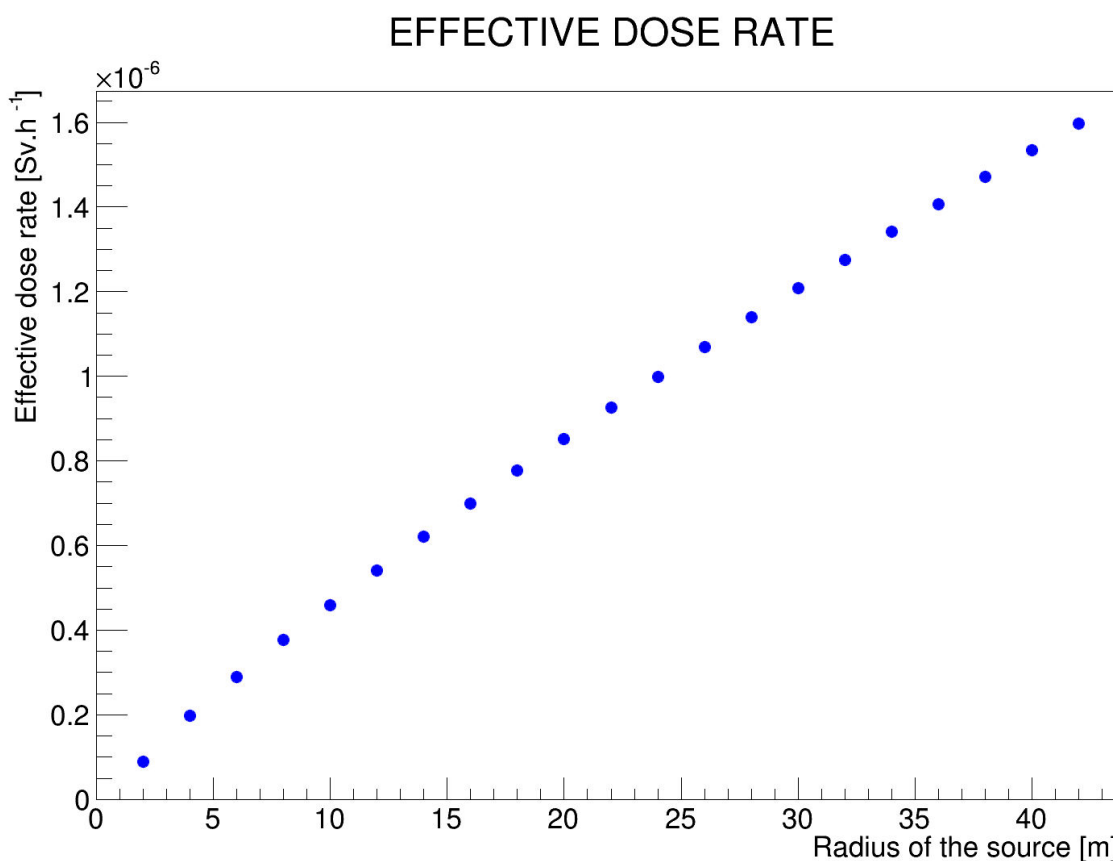


FIG. 3.10 – Débit de dose efficace dans une source semi-sphérique émettant des photons de 31.6 keV (46.9%) et de 81.0 keV (37.3%) en fonction de son rayon.

Les figures 3.8 (page 72) et 3.10 (page 74) illustrent respectivement la première et la deuxième étape de notre méthode pour trouver le débit de dose efficace généré par un nuage semi-

sphérique de 40 m de rayon. Dans un premier temps, nous extrapolons les débits de dose efficace élémentaires en fonction du rayon moyen des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur pour les deux sources de photons monoénergétiques de 31.6 keV et de 81.0 keV. Dans un second temps, les débits de dose efficace élémentaires de ces deux sources sont sommés pour avoir un débit de dose efficace dans la totalité du nuage semi-sphérique. Par la suite, cette méthode est appliquée à des nuages semi-sphériques de tailles plus importantes qui correspondent aux dimensions des nuages considérés dans les publications de référence.

### 3.2.6.3 Comparaison avec les références bibliographiques

Le tableau 3.7 rappelle les valeurs des débits de dose efficace dans un nuage de xénon-133 issues des publications de Poston et Snyder [63], d'Eckerman et Ryman [64], de Yoo et al [65] qui utilisent une méthode Monte-Carlo (Cf. Partie 3.1.2, page 54) et le débit d'équivalent de dose Hp(10) de la méthode analytique de Piltingsrud et Gels [61] (Cf. Partie 3.1.1, page 50). Nous avons porté sur les deux dernières lignes de ce tableau les débits de dose efficace obtenus avec notre modèle pour un rayon de 250 m et de 1000 m, car ces deux rayons ont respectivement été considérées dans les publications de Yoo et al et de Piltingsrud et Gels. Les incertitudes sur ces débits de dose efficace restent très faibles, puisque la géométrie du fantôme et la géométrie de la source sont toujours définies avec précision.

Etudes	Année	Xénon-133	
		Débits de dose (Sv.h <sup>-1</sup> )	Rayon (m)
Poston, Snyder	1974	$\dot{E} = 5.98 \times 10^{-6} \pm 1.80 \times 10^{-6}$	Inf.
Eckerman, Ryman	1993	$\dot{E} = 5.62 \times 10^{-6} \pm 1.13 \times 10^{-6}$	Inf.
Yoo et al.	2013	$\dot{E} = 4.14 \times 10^{-6} \pm 0.36 \times 10^{-6}$	250
Piltingsrud et Gels	1985	$\dot{H}_p(10) = 7.24 \times 10^{-6} \pm 1.09 \times 10^{-6}$	1000
Perier et al.	2013	$\dot{E} = 5.48 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$	250
Perier et al.	2013	$\dot{E} = 8.76 \times 10^{-6} \pm 0.04 \times 10^{-6}$	1000

TAB. 3.7 – Débits de dose efficace pour une immersion dans un nuage de xénon-133 - Activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

Nous comparons maintenant les débits de dose des études de référence avec les débits de dose efficace obtenus avec notre étude. Nous avons représenté sur le graphique de la figure 3.11 (page 77) les débits de dose des études de référence présentées dans le tableau 3.7 et les débits de dose efficace obtenus avec notre méthode jusqu'à un rayon de 1000 m.

Les débits de dose efficace des études de Poston et Snyder, d'Eckerman et Ryman sont donnés dans un nuage de xénon-133 semi-infini et sont représentés par des droites avec leurs barres d'erreur à 1 sigma.

Le débit de dose efficace de Yoo et al est exprimé dans un nuage de 250 m de rayon avec la barre d'erreur.

Le débit d'équivalent de dose  $H_p(10)$  de Piltingsrud et Gels est présenté sur le graphique pour un nuage de 1000 m de rayon.

Les débits de dose efficace obtenus avec notre méthode sont représentés jusqu'à un rayon de 1000 m. Les incertitudes sur les débits de dose sont très faibles, et les barres d'erreur ne sont pas représentées.

Pour un nuage de 1000 m de rayon, nous avons un très bon accord entre le débit de dose efficace de notre étude et le débit d'équivalent de dose  $H_p(10)$  donné par la méthode analytique de Piltingsrud et Gels. Notre méthode est satisfaisante pour reproduire la valeur donnée par cette méthode analytique.

Le code de calcul GEANT4 et le fantôme MIRD sont donc appropriés lorsqu'ils sont utilisés pour l'approche présentée.

Pour un nuage de 250 m de rayon, la comparaison doit être effectuée avec les trois références bibliographiques utilisant la méthode Monte-Carlo. La comparaison est satisfaisante, puisque le débit de dose efficace obtenu avec notre méthode est compatible à moins de 1 sigma avec les débits de dose efficace donnés par Eckerman et Ryman [64], par Poston et Snyder [63], et est du même ordre de grandeur que la valeur donnée par Yoo et al [65] avec un écart de 30 %. Cette différence est déjà présente indépendamment de cette simulation comme expliqué dans la partie 3.1.2 (page 54).

Il apparaît donc également satisfaisant d'utiliser GEANT4 et le fantôme MIRD avec la méthode d'extrapolation présentée dans ce chapitre pour reproduire les résultats des simulations Monte-Carlo de référence au niveau de la communauté.

Cette comparaison permet de montrer que les débits de dose efficace obtenus avec notre méthode sont compatibles avec les débits de dose efficace des études de référence. Notre méthode utilisant le fantôme MIRD et le code de calcul GEANT4 est donc adaptée pour simuler l'exposition externe au xénon-133.

#### 3.2.6.4 Conclusion

L'exposition au xénon-133 a été étudiée uniquement avec les deux principaux photons de 31.6 keV et de 81.0 keV émis par les désintégrations du xénon-133. Ces deux contributions génèrent à elles seules 99% du débit de dose efficace totale provenant des désintégrations de xénon-133.

Nous avons développé une méthode, basée sur des simulations et sur des extrapolations des débits de dose efficace des deux sources de photons monoénergétiques, pour connaître le débit de dose efficace lié à une exposition au xénon-133 en fonction du rayon du nuage et contourner ainsi la difficulté du temps de calcul.

Rappelons que dans cette partie, la géométrie du problème est simplifiée aux limites, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de parois et pas d'enceinte ; nous sommes dans un cas où le problème est idéalisé avec les dimensions et la géométrie de la source.

Nous avons montré que GEANT4 et le fantôme MIRD sont appropriés pour déterminer le critère

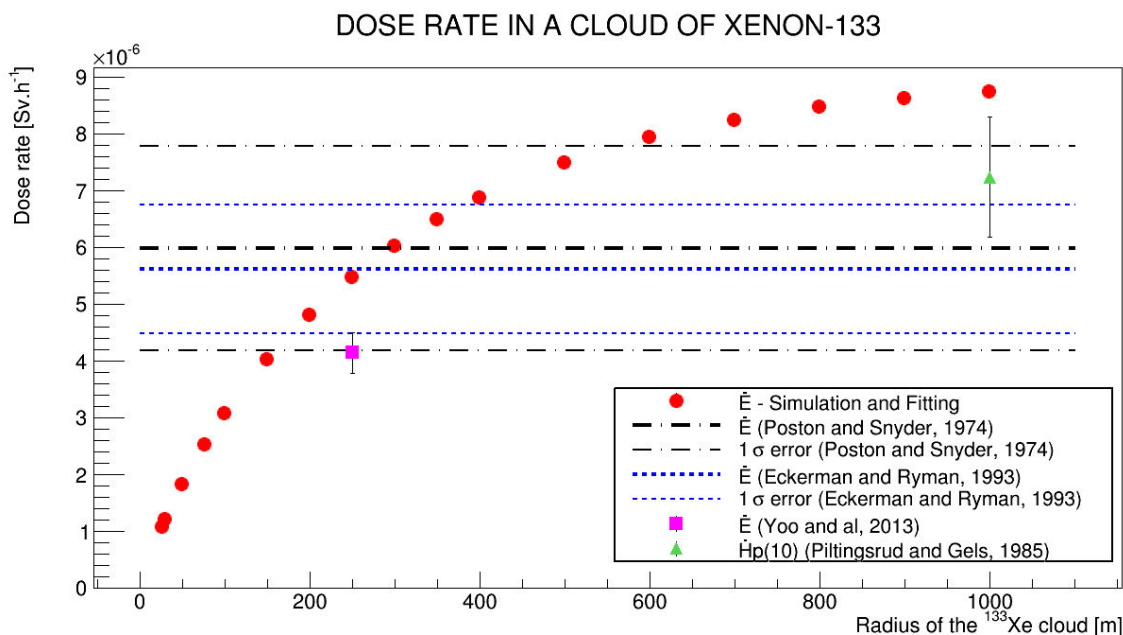


FIG. 3.11 – Débits de dose efficace et débit d'équivalent de dose Hp(10) dans un nuage semi-sphérique de xénon-133 pour les études de Poston et Snyder [63], Eckerman et Ryman [64], Yoo et al [65], Piltingsrud et Gels [61], et pour la méthode développée dans cette partie avec des simulations et des extrapolations - Activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

de radioprotection associé à l'exposition externe au xénon-133. Nous reproduisons un critère compatible avec la valeur de l'ICRP de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  (pour une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ).

Notre méthode permet également d'évaluer le débit de dose efficace dans un nuage de xénon-133 très volumineux ( $\sim 1000 \text{ m}$ ). Bien que n'étant pas directement le sujet de cette thèse, on notera ici la très bonne concordance avec les résultats de la simulation analytique de Piltingsrud et Gels.

### 3.2.7 Conclusion

Dans la partie 3.1, nous avons étudié les références bibliographiques permettant de déterminer le critère d'exposition externe au xénon-133. Nous avons identifié deux types de références bibliographiques basées sur une méthode analytique ou une méthode Monte-Carlo. Ces références bibliographiques ont été considérées par l'ICRP pour recommander le critère de radioprotection de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  (pour une activité volumique de xénon-133 égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ).

Dans la partie 3.2, nous avons étudié l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-sphérique. L'objectif est de valider la modélisation de l'exposition externe au xénon-133 en comparant le débit de dose efficace avec les valeurs des publications de référence.

Ce travail a nécessité l'utilisation des outils de simulation définis dans le chapitre 2, à savoir

le fantôme MIRD, une source semi-sphérique de xénon-133, et des simulations Monte-Carlo GEANT4. Nous avons d'abord présenté la modélisation de l'exposition externe en découpant le nuage en coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur, et nous avons expliqué les calculs des débits de dose équivalente aux organes et du débit de dose efficace qui seront utilisés par la suite.

Une technique a été développée pour diminuer le temps de calcul des simulations GEANT4 d'un facteur 20 en supprimant les particules qui contribuent marginalement au débit de dose efficace (les particules  $\beta^-$  et les photons d'énergie inférieure à 5 keV).

L'étude de l'exposition externe au xénon-133 a commencé en faisant des simulations dans un nuage semi-sphérique de 24 m de rayon. Ce nuage a été décomposé en coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur dans lesquelles les désintégrations du xénon-133 sont générées uniformément. Cette technique de simulation permet de suivre l'évolution des débits de dose provenant des contributions internes du nuage et de connaître ainsi les contributions progressives de ces parties.

Ensuite, l'étude a été effectuée avec deux photons de 31.6 keV (46.9%) et de 81.0 keV (37.3%) qui ont des énergies représentatives du spectre des photons émis par les désintégrations du xénon-133. Nous avons montré que les débits de dose efficace de ces photons représentent plus de 99% du débit de dose efficace généré par les désintégrations du xénon-133.

Les débits de dose efficace élémentaires obtenus avec les sources monoénergétiques de photons générées dans les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur ont été utilisés pour obtenir une courbe de tendance en vue d'extrapoler les débits de dose efficace élémentaires générés par une coquille semi-sphérique de plus grande dimension. Nous avons vérifié qu'un débit de dose efficace élémentaire généré par une source à longue distance est compatible avec la courbe de tendance des sources monoénergétiques. Enfin, les débits de dose efficace élémentaires obtenus avec les simulations et les extrapolations sont sommés pour obtenir un débit de dose efficace dans un nuage semi-sphérique de grande dimension.

Les débits de dose efficace obtenus avec notre méthode ont fait l'objet d'une comparaison avec les débits de dose efficace issus des études de référence. Nous avons montré que nos valeurs sont en accord avec les études de références.

Donc avec le travail effectué dans cette partie, nous avons montré pour la première fois que le fantôme MIRD et le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 sont des outils adaptés pour traiter de l'exposition externe au xénon-133 et sont capables de reproduire les débits de dose efficace disponibles dans la bibliographie. Cette partie permet donc de valider l'utilisation de GEANT4 et du fantôme MIRD afin d'appréhender les détails de l'exposition externe au xénon-133 dans un bâtiment réacteur.

### 3.3 Exposition réaliste dans un bâtiment réacteur

Dans la partie 3.1, nous avons présenté les études de référence sur l'exposition externe au xénon-133 qui ont toutes été menées dans un nuage avec une géométrie idéale et simplifiée. En effet, la géométrie de ces études est uniquement constituée d'un plancher sur lequel est placé le fantôme et d'une source de xénon-133 de grande dimension ou semi-infinie sans introduire de limites, telles que des murs ou des parois. Les débits de dose efficace donnés par ces études de référence sont compatibles avec le débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  de la publication 68 de l'ICRP [68] pour une exposition par immersion dans un nuage semi-infini de xénon-133 d'activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

Dans la partie 3.2, nous avons montré que le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 et le fantôme MIRD sont capables de reproduire les débits de dose efficace des études de référence pour une exposition par immersion dans un nuage de xénon-133.

Jusqu'à présent, l'exposition externe au xénon-133 a été étudiée dans un nuage semi-sphérique de xénon-133 avec une géométrie simple. Une telle configuration géométrique n'est pas conforme à ce qui se produit réellement à l'intérieur d'un bâtiment réacteur qui contient un nuage de xénon-133, délimité par l'enceinte du bâtiment et par les volumes intérieurs. Ainsi, les photons émis par la source de xénon-133 peuvent être amenés à diffuser dans les éléments intérieurs du bâtiment réacteur, tels que les murs et les générateurs de vapeur.

Pour la première fois, nous allons utiliser une nouvelle approche avec des simulations Monte-Carlo GEANT4 pour évaluer l'exposition externe au xénon-133 dans un bâtiment réacteur, par conséquent dans une configuration réaliste.

Les outils, définis dans le chapitre 2, sont repris pour modéliser le travailleur avec le fantôme MIRD, le bâtiment réacteur, et la source de xénon-133 mélangée à l'air du bâtiment réacteur. Cependant, nous noterons que cette approche est complexe, puisqu'il existe une infinité de scénarios d'exposition dans un bâtiment réacteur. Dans un premier temps, nous étudierons les scénarios d'exposition dans le bâtiment réacteur pour trouver le scénario pour lequel l'exposition est maximale. Dans un deuxième temps, nous allons quantifier le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin pour une exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur en considérant uniquement un scénario critique où l'exposition au xénon-133 est maximale.

#### 3.3.1 Scénarios d'exposition au xénon-133

Le contexte d'exposition au xénon-133 a été présenté dans la partie 1.1.5 (page 6). Nous rappelons que le xénon-133 est réparti de façon homogène dans l'air du bâtiment réacteur, puisque les systèmes de ventilation homogénéisent l'air.

Nous supposons que le personnel est principalement situé au niveau du plancher piscine lors de ses interventions à l'intérieur du bâtiment réacteur, ce qui est le cas lors des arrêts de tranches

pour lesquels le risque d'exposition au xénon-133 existe.

Dans le chapitre 2, nous avons défini la géométrie de trois bâtiments réacteur à partir du niveau du plancher piscine, car la majorité de l'air contenant du xénon-133 se trouve au-dessus du plancher piscine (Cf. Partie 2.3.3, page 37). Nous avons présenté les matériaux et les dimensions des enceintes des bâtiments. Nous avons décrit plus en détail la géométrie du bâtiment réacteur du palier P4 (puissance de 1300 MW) avec les générateurs de vapeur et la piscine réacteur.

L'objectif de cette étude est de déterminer le scénario pour lequel l'exposition au xénon-133 est maximale au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur. Pour cette étude, notre choix s'est porté sur le bâtiment réacteur du palier P4 (de puissance 1300 MW), puisque c'est le bâtiment réacteur le plus volumineux du parc nucléaire français. C'est-à-dire que pour une activité volumique donnée (en MBq.m<sup>-3</sup>), l'air du bâtiment réacteur a une activité totale plus importante.

Avec la modélisation faite de ce bâtiment réacteur, nous allons étudier l'influence des générateurs de vapeur et l'influence de la piscine sur l'exposition au xénon-133 provenant des photons émis. Les électrons émis par la source de xénon-133 ne sont pas considérés.

### 3.3.1.1 Etude de l'influence des générateurs de vapeur

Nous rappelons que nous avons modélisé le bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW de puissance) à partir du niveau plancher piscine. Le plancher et l'enceinte sont constitués de béton et ont une épaisseur d'1 m. Le volume d'air à l'intérieur de ce bâtiment est constituée d'une base cylindrique de 25.0 m de rayon et de 25.7 m de hauteur et d'un dôme de 13.75 m de hauteur. Les générateurs de vapeur sont les éléments les plus volumineux dans le bâtiment réacteur et sont modélisés par des cylindres d'acier de 2.525 m de rayon et de 11.31 m de hauteur. La piscine réacteur n'est pas prise en compte dans cette étude, car nous étudions uniquement l'influence des générateurs de vapeur sur l'exposition au xénon-133 au niveau du plancher piscine.

### Définition du scénario critique dans un bâtiment réacteur

Nous avons développé une méthode pour connaître l'influence des générateurs de vapeur sur l'exposition au xénon-133 dans le bâtiment réacteur et pour définir le scénario pour lequel l'exposition externe au xénon-133 est maximale au niveau du plancher piscine à l'intérieur d'un bâtiment réacteur. Mener cette étude avec le fantôme MIRD impliquerait un temps de calcul considérable, puisqu'il faudrait étudier toutes les positions possibles du fantôme MIRD dans une zone dont la surface est un disque de 25 m de rayon. Par conséquent, deux approches utilisant une géométrie de fantôme simplifiée sont employées pour répondre aux objectifs de cette étude.

En premier lieu, nous utilisons une technique de simulation pour étudier en une seule fois une surface aussi importante que la surface se trouvant au niveau du plancher piscine.

Avec la première approche, nous effectuons deux simulations en considérant deux modèles de bâtiment réacteur : le premier modèle de bâtiment réacteur inclut des générateurs de vapeur



dans sa géométrie, et le second modèle de bâtiment réacteur n'en inclut aucun.

Un cylindre d'1 mètre de hauteur et de 25 m de rayon est placé sur le plancher piscine et le recouvre entièrement. La hauteur d'1 m représente la hauteur du centre de gravité du fantôme MIRD. La figure 3.12 illustre la géométrie des deux simulations.

Les désintégrations de xénon-133 sont générées uniformément dans l'air du bâtiment réacteur situé au-dessus du cylindre d'1 m de hauteur.

Nous allons nous intéresser à une grandeur appelée densité d'énergie surfacique. Elle est obtenue en sommant l'énergie des photons arrivant sur un élément de surface de  $50 \times 50 \text{ cm}^2$  du disque de 25 m de rayon situé à 1 m de hauteur du plancher piscine.

L'objectif est d'étudier cette densité surfacique d'énergie des photons qui traversent la surface supérieure de ce cylindre pour délimiter une zone où la densité surfacique d'énergie est la plus importante.

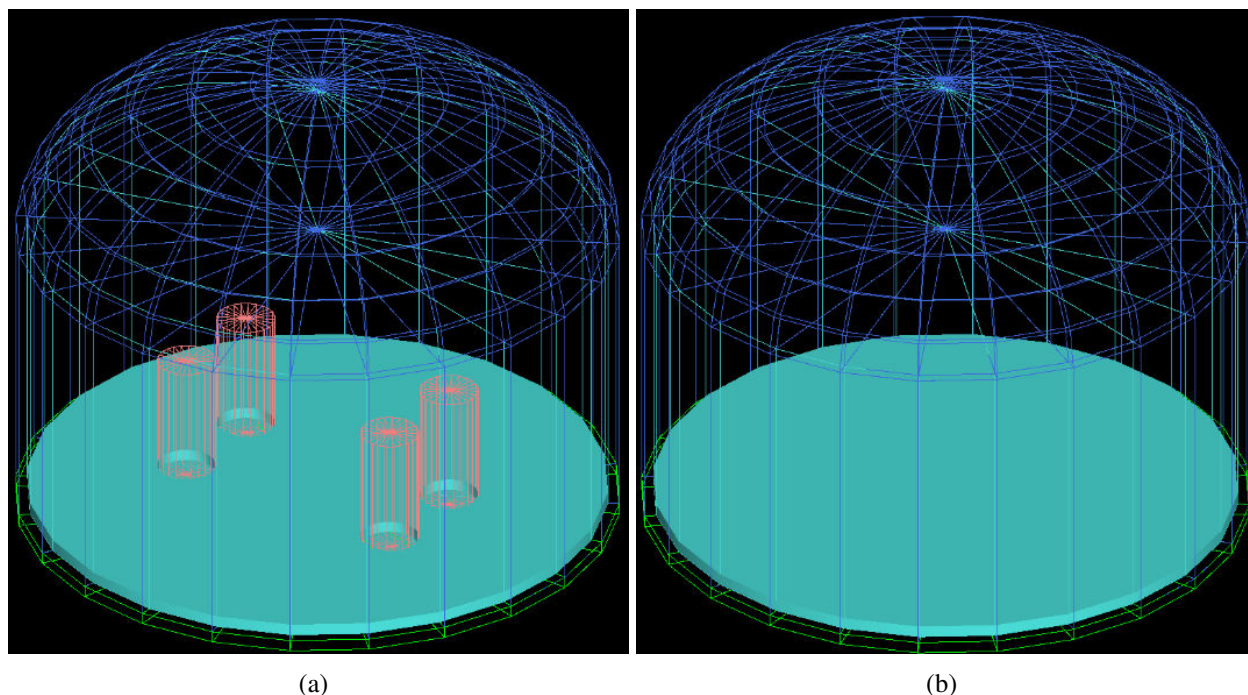


FIG. 3.12 – Géométrie de la simulation Monte-Carlo avec le cylindre de 25 m de rayon et d'1 m de hauteur placé sur le plancher piscine de deux types de bâtiments réacteur : (a) un bâtiment réacteur avec des générateurs de vapeur et (b) un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur.

En second lieu, nous effectuons la seconde approche dans le but de corroborer le résultat obtenu avec la première approche. Nous étudions l'énergie déposée dans un fantôme cylindrique se trouvant soit à l'intérieur du bâtiment réacteur incluant les générateurs de vapeurs, soit à l'intérieur du bâtiment réacteur ne contenant pas de générateur de vapeurs.

Le fantôme est modélisé par un cylindre de 25 cm de rayon, de 70 cm de hauteur, placé verticalement à 80 cm du sol. Ce volume est constitué de tissu mou. Il représente de façon simple le

tronc du fantôme MIRD qui est constitué d'un cylindre elliptique de 70 cm de hauteur et situé à 80 cm du sol. Le fait d'utiliser un fantôme cylindrique permet de s'affranchir de l'orientation du volume selon son axe et de considérer uniquement sa position dans le bâtiment réacteur. Des simulations sont effectuées en générant uniformément les désintégrations de xénon-133 dans l'air et en déplaçant le cylindre tous les mètres à l'intérieur des deux modèles de bâtiments réacteur dans la zone où la densité d'énergie des photons au niveau du plancher piscine est la plus élevée.

### 3.3.1.2 Résultats de l'étude de l'influence des générateurs de vapeur

#### Définition du scénario critique dans un bâtiment réacteur

Les deux graphiques de la figure 3.13 présentent respectivement la densité d'énergie des photons impactant la surface du cylindre située à 1 m de hauteur du plancher piscine dans un bâtiment réacteur comportant des générateurs de vapeur et dans un bâtiment réacteur ne comportant pas de générateur de vapeur.

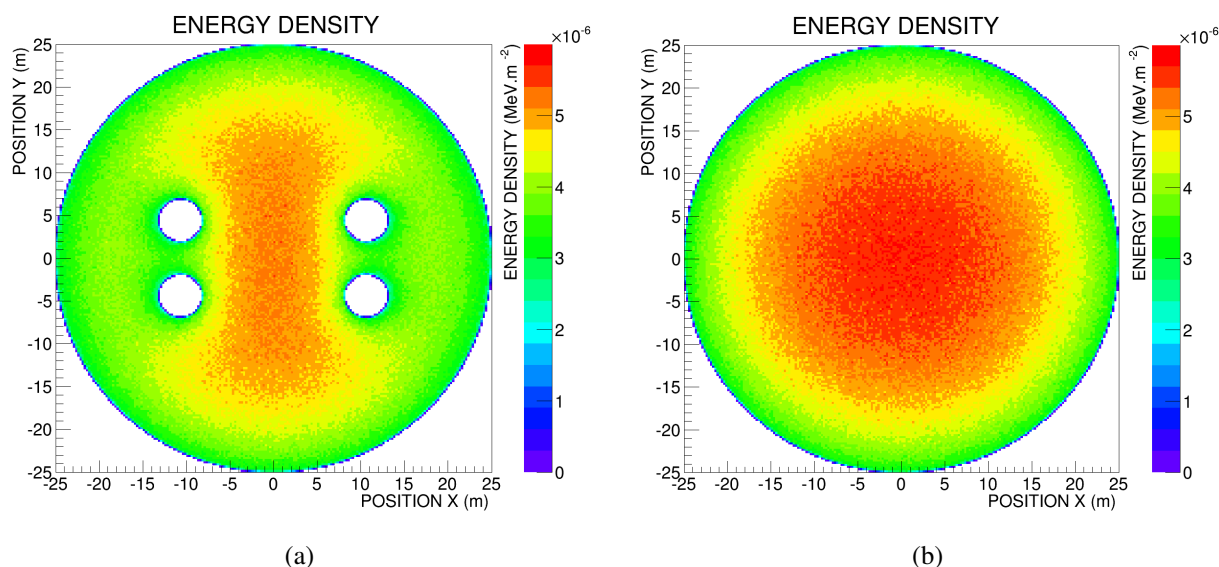


FIG. 3.13 – Densité d'énergie des photons sur une surface située à 1 m du plancher piscine : (a) dans un bâtiment réacteur avec des générateurs de vapeur et (b) dans un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur - Génération de  $500 \times 10^6$  désintégrations de xénon-133 dans l'air.

Sur les deux graphiques, les densités d'énergie sont exprimées avec la même échelle de couleur. Nous constatons que les densités d'énergie sont supérieures dans le bâtiment réacteur sans générateur de vapeur par rapport au bâtiment réacteur incluant des générateurs de vapeur. Nous remarquons que pour les deux types de bâtiments réacteur, la densité d'énergie est maximale dans la partie centrale du bâtiment.

Dans le bâtiment réacteur avec les générateurs de vapeur, la densité est maximale dans une zone

rectangulaire définie par l'intersection des axes  $X=-7$  m,  $X=7$  m,  $Y=-20$  m, et  $Y=20$  m.

Dans le bâtiment réacteur sans générateur de vapeur, la zone où la densité d'énergie est maximale est circulaire et a un rayon de 20 m.

Par la suite, nous allons étudier l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique de 25 cm de rayon et de 70 cm de hauteur lorsqu'il se trouve dans la zone où la densité d'énergie est maximale dans les deux modèles de bâtiments réacteur. Compte tenu des axes de symétrie des bâtiments, nous allons restreindre la zone d'étude.

Dans le bâtiment réacteur incluant les générateurs de vapeur, la zone à étudier est rectangulaire et est définie par l'intersection des axes  $X=0$  m et  $X=7$  m et  $Y=0$  m et  $Y=20$  m.

Dans le bâtiment réacteur sans générateur de vapeur, la zone à étudier se trouve sur l'axe  $X=0$  m et est délimitée par les points  $Y=0$  m et  $Y=20$  m.

La figure 3.14 (page 83) présente l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique en fonction de sa position sur les axes  $X$  et  $Y$  dans la zone identifiée pour chacun des deux types de bâtiments réacteur.

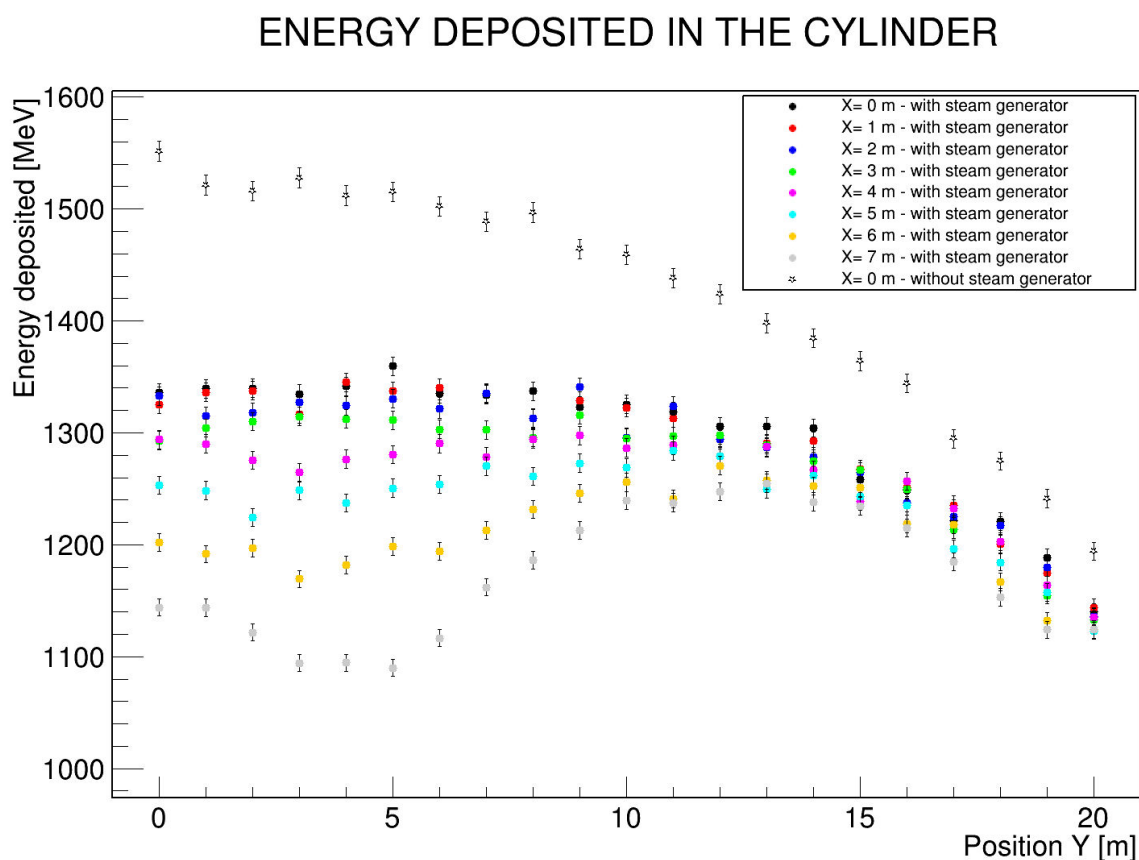


FIG. 3.14 – Energie déposée dans un fantôme cylindrique placé dans un bâtiment réacteur avec les générateurs de vapeur et un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur - Génération de  $500 \times 10^6$  désintégrations de xénon-133 dans l'air.

Nous remarquons que l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique est maximale lorsqu'il se trouve dans la partie centrale des deux types de bâtiments réacteur pour des positions proches de  $X=0$  m et  $Y=0$  m.

Par ailleurs, nous constatons que l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique placé au centre du bâtiment réacteur sans générateur de vapeur est 15 % supérieure à l'énergie déposée dans le fantôme lorsqu'il se trouve au même endroit dans le bâtiment réacteur incluant les générateurs de vapeur. Les générateurs de vapeur contribuent à diminuer l'énergie déposée dans le fantôme. En effet, d'une part, ces éléments volumineux occupent la place de la source de xénon-133 dans l'air du bâtiment réacteur, et d'autre part, ils absorbent une partie des photons émis par les désintégrations de xénon-133.

Donc le modèle d'un bâtiment réacteur ne contenant pas de générateur de vapeur permet d'avoir un scénario critique d'exposition au xénon-133 pour une position centrale en  $X=0$  m et  $Y=0$  m en maximisant l'exposition au xénon-133 de 15 %, mais en conservant une configuration réaliste. Notons également que cette étude faite en deux étapes nous a permis de déterminer rapidement la configuration pour laquelle le scénario d'exposition au xénon-133 est critique au niveau du plancher piscine du bâtiment réacteur.

### 3.3.1.3 Etude de la prise en compte ou non de l'influence de la piscine réacteur

A l'intérieur du bâtiment réacteur, se trouve une piscine réacteur qui peut être remplie d'eau ou vide, suivant les opérations de maintenance. Nous allons étudier deux configurations qui peuvent se produire dans un bâtiment réacteur en cas de risque xénon.

Pour la première configuration, lors des manipulations du combustible, le personnel est sur la passerelle ou à proximité, au dessus d'une piscine remplie d'eau. Pour la seconde configuration, le personnel se trouve au bord de la piscine lorsque cette dernière est vide et ne contient plus d'eau.

Nous allons étudier l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique dans chacune des deux configurations.

Les deux schémas de la figure 3.15 illustrent les deux configurations que nous allons étudier, ainsi que la localisation de la source de xénon-133 mélangée à l'air du bâtiment réacteur.

Dans la configuration figure 3.15(a), le fantôme cylindrique est situé à 80 cm de hauteur<sup>1</sup> par rapport au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur sans piscine réacteur, ce qui revient à considérer qu'il n'y a pas de xénon-133 dans la piscine et qu'elle est totalement remplie d'eau.

Les désintégrations de xénon-133 se produisent uniquement dans le volume d'air de  $68.5 \times 10^3$  m<sup>3</sup> localisé au-dessus du plancher piscine (source n° 1).

Dans la configuration figure 3.15(b), le fantôme est placé à 80 cm de hauteur par rapport au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur avec une piscine réacteur. Le nuage de

---

<sup>1</sup> Configuration réaliste lorsque le personnel est sur la passerelle de la piscine réacteur

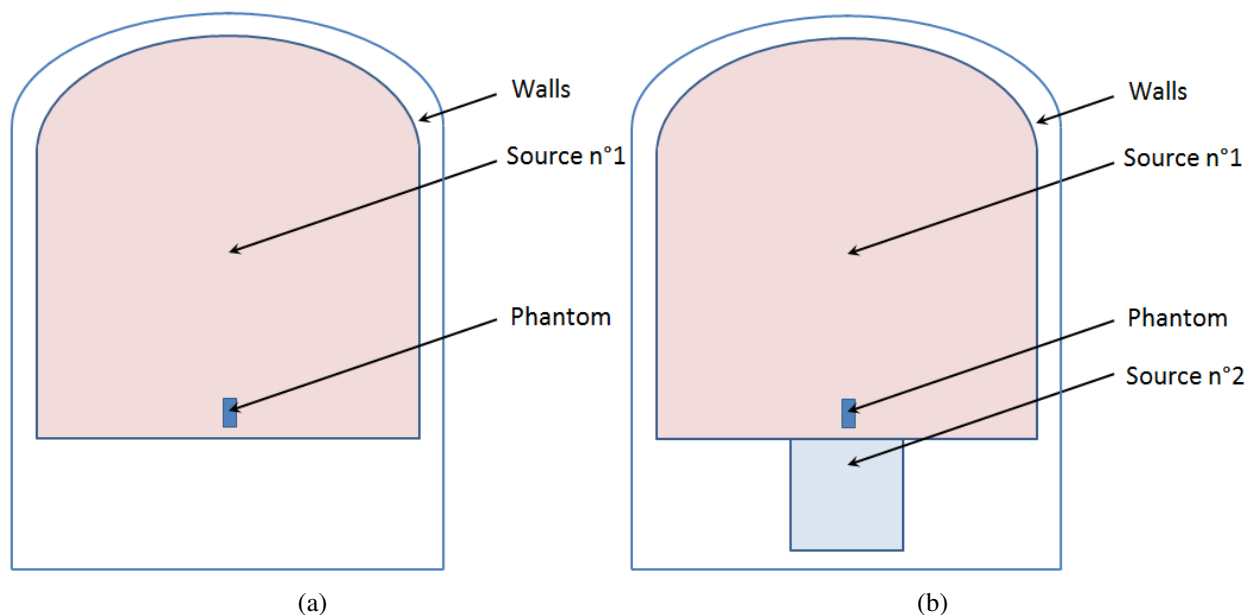


FIG. 3.15 – Configurations d'exposition du fantôme cylindrique : (a) dans un bâtiment réacteur sans piscine réacteur, (b) dans un bâtiment réacteur avec une piscine réacteur totalement remplie d'un mélange d'air et de xénon-133.

xénon-133 est constitué d'une première partie se trouvant au-dessus du plancher piscine (source n° 1) avec un volume égal à  $68.5 \times 10^3 \text{ m}^3$  et d'une partie se trouvant dans la piscine réacteur (source n° 2) avec un volume égal à  $2.02 \times 10^3 \text{ m}^3$

Pour distinguer les contributions dosimétriques du nuage de xénon-133 contenu dans la piscine et celui contenu dans le bâtiment réacteur au-dessus du plancher piscine, nous simulons séparément les désintégrations de xénon-133 qui se produisent dans la source n° 1 et la source n° 2.

### 3.3.1.4 Résultats de l'étude de l'influence de la piscine réacteur

Nous considérons le cas où le fantôme cylindrique se trouve au centre du bâtiment réacteur sans générateur de vapeur à 80 cm au-dessus du niveau du plancher piscine, puisque c'est dans cette configuration que le scénario d'exposition au xénon-133 est maximum.

Le tableau 3.8 présente l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique lorsqu'il se trouve dans un bâtiment réacteur sans piscine réacteur dans la configuration figure 3.15(a). Les désintégrations de xénon-133 sont générées dans l'air situé au-dessus du plancher piscine.

Le tableau 3.9 présente l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique lorsqu'il se trouve au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur contenant une piscine réacteur dans la configuration figure 3.15(b). Les désintégrations de xénon-133 sont générées dans l'air au-dessus du plancher piscine et dans l'air contenu dans la piscine réacteur.

Les résultats du tableau montre que le nuage de xénon-133 situé au-dessus du plancher

Localisation de la source	Energie déposée (MeV.s <sup>-1</sup> )
Au-dessus du plancher piscine	$2.12 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$

TAB. 3.8 – Energie déposée dans le fantôme cylindrique placé au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur et sans piscine réacteur avec un nuage de xénon-133 localisé au-dessus du plancher piscine (configuration figure 3.15(a)) - Activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

piscine est à l'origine de 87 % de l'énergie totale déposée dans le cylindre, alors que le nuage de xénon-133 contenu dans la piscine réacteur ne représente que 13 % de l'énergie totale déposée.

Localisation de la source	Energie déposée (MeV.s <sup>-1</sup> )	Contribution dosimétrique (%)
Au-dessus du plancher piscine	$1.99 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$	87
Dans la piscine	$3.06 \times 10^7 \pm 0.01 \times 10^7$	13
Dans le bâtiment réacteur	$2.30 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$	100

TAB. 3.9 – Energie déposée dans le fantôme cylindrique placé au niveau du plancher piscine dans un bâtiment réacteur contenant un nuage de xénon-133 au-dessus du plancher piscine et dans la piscine réacteur (configuration figure 3.15(b)) - Activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

Nous pouvons comparer l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique dans la configuration figure 3.15(a) et dans la configuration figure 3.15(b) lorsque les désintégrations de xénon-133 sont générées au-dessus du plancher piscine.

Dans un bâtiment réacteur sans piscine réacteur avec la configuration figure 3.15(a), l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique est égale à  $2.12 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$  MeV.s<sup>-1</sup>. Dans un bâtiment réacteur avec la piscine réacteur avec la configuration figure 3.15(b), l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique est égale à  $1.99 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$  MeV.s<sup>-1</sup>.

Nous constatons que ces deux valeurs ont un écart de 15 % qui s'explique par les géométries considérées. En effet, dans la configuration figure 3.15(a), les photons émis par la source peuvent être diffusés par le sol en béton situé sous le fantôme. En revanche, dans la configuration figure 3.15(b), les photons ne peuvent pas diffuser sur le sol situé sous le fantôme, car ce dernier est au-dessus de la piscine qui est remplie d'air. Les volumes dans lesquels les photons peuvent diffuser sont plus éloignés du fantôme.

Nous pouvons comparer l'énergie totale déposée dans le fantôme cylindrique dans les deux modèles de bâtiments réacteur.

Dans le bâtiment réacteur sans piscine réacteur avec la configuration figure 3.15(a), l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique est égale à  $2.12 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$  MeV.s<sup>-1</sup>. Dans le bâtiment réacteur avec la configuration figure 3.15(b), l'énergie déposée dans le fantôme cylindrique est égale à  $2.30 \times 10^8 \pm 0.02 \times 10^8$  MeV.s<sup>-1</sup>.

Nous remarquons que l'énergie déposée dans le fantôme placé dans le bâtiment réacteur avec la piscine réacteur est supérieur de 8 % par rapport à l'énergie déposée dans le fantôme cylin-



drique lorsque ce dernier est dans un bâtiment réacteur sans piscine réacteur. Ainsi, l'écart entre les deux valeurs d'énergie déposée dans les deux configurations est relativement faible.

### 3.3.1.5 Scénario retenu

Des simulations Monte-Carlo GEANT4 ont permis d'étudier l'environnement intérieur d'un bâtiment réacteur avec ses générateurs de vapeur et sa piscine réacteur afin de définir le scénario d'exposition critique que nous allons utiliser par la suite dans un bâtiment réacteur avec le fantôme MIRD.

Nous avons étudié le cas où les désintégrations de xénon-133 se produisent dans l'air au-dessus du plancher piscine avec un fantôme cylindrique placé dans un bâtiment réacteur avec des générateurs de vapeur et dans un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur.

Nous avons montré que la présence des générateurs de vapeur dans le bâtiment réacteur contribue à diminuer l'exposition externe au xénon-133 des travailleurs. En effet, d'une part, la présence des générateurs à l'intérieur du bâtiment contribue à réduire le volume de la source de xénon-133, et d'autre part, les générateurs de vapeur peuvent être considérés comme des blindages situés entre une partie de la source et le fantôme. Par la suite, nous les enlèverons afin de définir un scénario critique.

Nous avons mis en évidence qu'au niveau du plancher piscine, la position au centre d'un bâtiment réacteur est un des critères à retenir pour définir le scénario critique d'exposition au xénon-133. Le travailleur sera ensuite situé au niveau du plancher piscine au centre d'un bâtiment réacteur.

Nous avons ensuite investigué le cas où la source de xénon-133 est générée dans l'air au-dessus du plancher piscine et dans l'air contenu dans la piscine réacteur lorsque cette dernière est vide. Le fantôme cylindrique est placé au niveau du plancher piscine au centre du bâtiment réacteur sans piscine réacteur et au centre d'un bâtiment réacteur au dessus de la piscine réacteur.

Nous avons mis en évidence qu'il est possible de négliger l'impact de la piscine du bâtiment sur l'exposition externe au xénon-133. En effet, nous avons quantifié que le nuage de xénon-133 contenu dans la piscine génère 8% de l'énergie totale déposée dans le fantôme.

Notons de plus que l'influence du nuage de xénon-133 contenu dans la piscine est plus faible que ce qui a été évalué, car on a négligé la présence de la passerelle située au centre du bâtiment réacteur au niveau du plancher piscine. Cette passerelle en acier constitue un écran entre la source de xénon-133 contenue dans la piscine et le fantôme. Par ailleurs, nous rappelons que lorsque la piscine est vide, le personnel se trouve au bord de la piscine. A cet endroit, l'exposition au xénon-133 est plus faible qu'au centre du bâtiment.

Ces résultats nous conduisent donc à établir l'exposition externe au xénon-133 à l'intérieur d'un bâtiment réacteur avec le scénario critique d'exposition suivant : le fantôme MIRD est placé au niveau du plancher piscine au centre d'un bâtiment réacteur, sans générateur de vapeur, sans piscine réacteur, en  $X=0$  m et  $Y=0$  m.

### 3.3.2 Modélisation du scénario critique

Dans cette partie, l'exposition externe au xénon-133 est étudiée dans trois bâtiments réacteur du parc nucléaire français avec des simulations Monte-Carlo, le fantôme MIRD, et une géométrie réaliste des bâtiments réacteur.

Le fantôme MIRD est positionné au centre des bâtiments réacteur au niveau du plancher piscine pour mener l'étude avec le scénario critique déterminé précédemment avec l'étude de l'environnement du bâtiment réacteur.

La géométrie du fantôme MIRD est faite de telle sorte que nous allons suivre le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin pour appréhender les critères de radioprotection liés à une exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur.

Les simulations Monte-Carlo sont effectuées en générant uniformément les désintégrations de xénon-133 dans les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur centrées sur les pieds du fantôme MIRD. Cette technique utilisée dans une partie précédente permet de suivre les débits de dose élémentaires générés par chaque portion du nuage de xénon-133 (Cf. Partie 3.2.1, page 57).

Lorsque les dimensions des coquilles sont supérieures au rayon de la base cylindrique du bâtiment réacteur, ces coquilles sont tronquées par l'enceinte du bâtiment réacteur. Le schéma de la figure 3.16 illustre la géométrie de la source de xénon-133 générée dans une coquille semi-sphérique de 2 m d'épaisseur tronquée par l'enceinte du bâtiment réacteur.

Dans cette étude, nous appliquons la technique permettant de réduire le temps de calcul des simulations utilisant le fantôme MIRD : les photons d'énergie inférieure à 5 keV et les électrons émis par les désintégrations du xénon-133 dans l'air sont supprimés (Cf. Partie 3.2.3, page 62).

Les débits de dose générés par la totalité de la source de xénon-133 sont obtenus en sommant les débits de dose élémentaires générés par chacune des coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur, comme ce qui a été effectué pour étudier l'exposition externe dans une source semi-sphérique (Cf. partie 3.2.2, page 58).

### 3.3.3 Débit de dose efficace

#### 3.3.3.1 Impact des murs pour l'exposition au xénon-133 contenu dans un bâtiment réacteur

Les débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur incluses à l'intérieur du bâtiment réacteur du palier P4 (puissance 1300 MW) ont été obtenus avec des simulations Monte-Carlo.

Dans la partie 3.2.5, nous avons obtenu, avec des simulations Monte-Carlo, les débits de dose efficace élémentaires générés par les 12 coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur d'un nuage de xénon-133 semi-sphérique de 24 m de rayon sans introduire de limites, telles que des murs ou des parois (Cf. Partie 3.2.5, page 66).



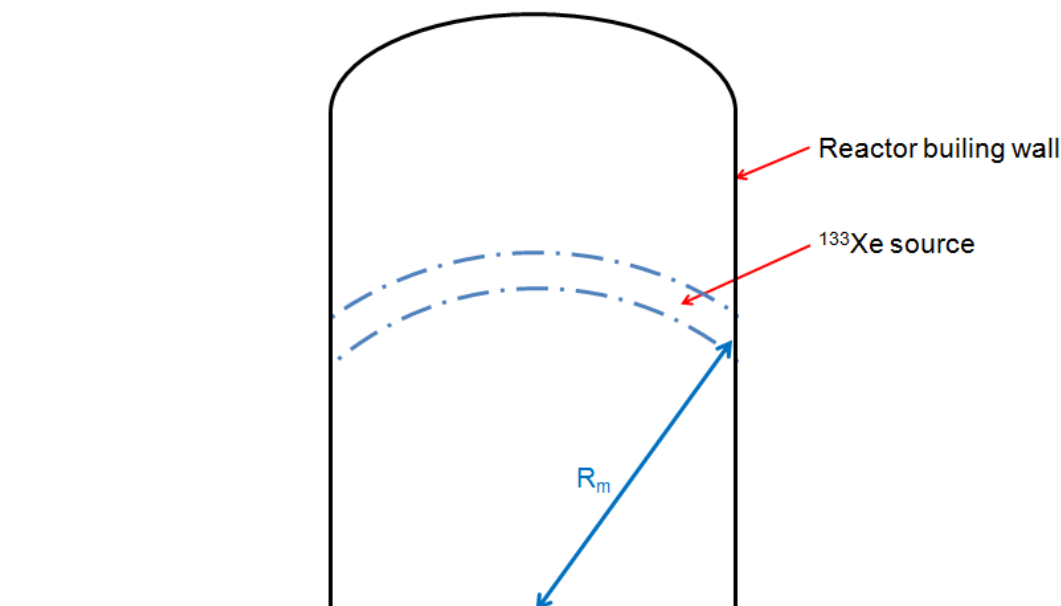


FIG. 3.16 – Découpage de la source de xénon-133 à l'intérieur du bâtiment réacteur en coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur.

Pour commencer, nous comparons les débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur localisées dans ces deux environnements différents pour mettre en évidence l'influence des parois du bâtiment réacteur.

La figure 3.17 représente les débits de dose efficace élémentaires générés par les 12 premières coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur contenant du xénon-133 en fonction de leur rayon moyen. Sur ce même graphique, nous avons représenté les débits de dose efficace élémentaires pour les sources incluses dans le bâtiment réacteur et celles incluses dans le nuage semi-sphérique évoqué dans la partie 3.2.5. Pour un rayon moyen donné, les points représentant les débits de dose efficace élémentaires sont volontairement décalés pour une meilleure lisibilité du graphique.

Par ailleurs, nous rappelons que le rayon intérieur de l'enceinte du bâtiment réacteur fait 25 m, par conséquent les 12 premières coquilles considérées à l'intérieur du bâtiment réacteur ne sont pas tronquées par les parois.

Sur le graphique, nous remarquons que les débits de dose efficace élémentaires provenant des coquilles semi-sphériques de rayon moyen compris entre 1.41 m et 13.04 m ont des valeurs identiques compte tenu des barres d'erreurs.

Nous en déduisons que les murs du bâtiment réacteur ont peu d'influence sur les débits de dose efficace élémentaires générés par ces coquilles semi-sphériques qui sont localisées loin des murs du bâtiment réacteur.

Nous constatons en revanche que lorsque les sources ont des rayons moyens supérieurs ou égaux à 15.03 m, les débits de dose efficace élémentaires générés dans le bâtiment réacteur deviennent progressivement supérieurs à ceux d'un nuage semi-sphérique sans parois. On constate

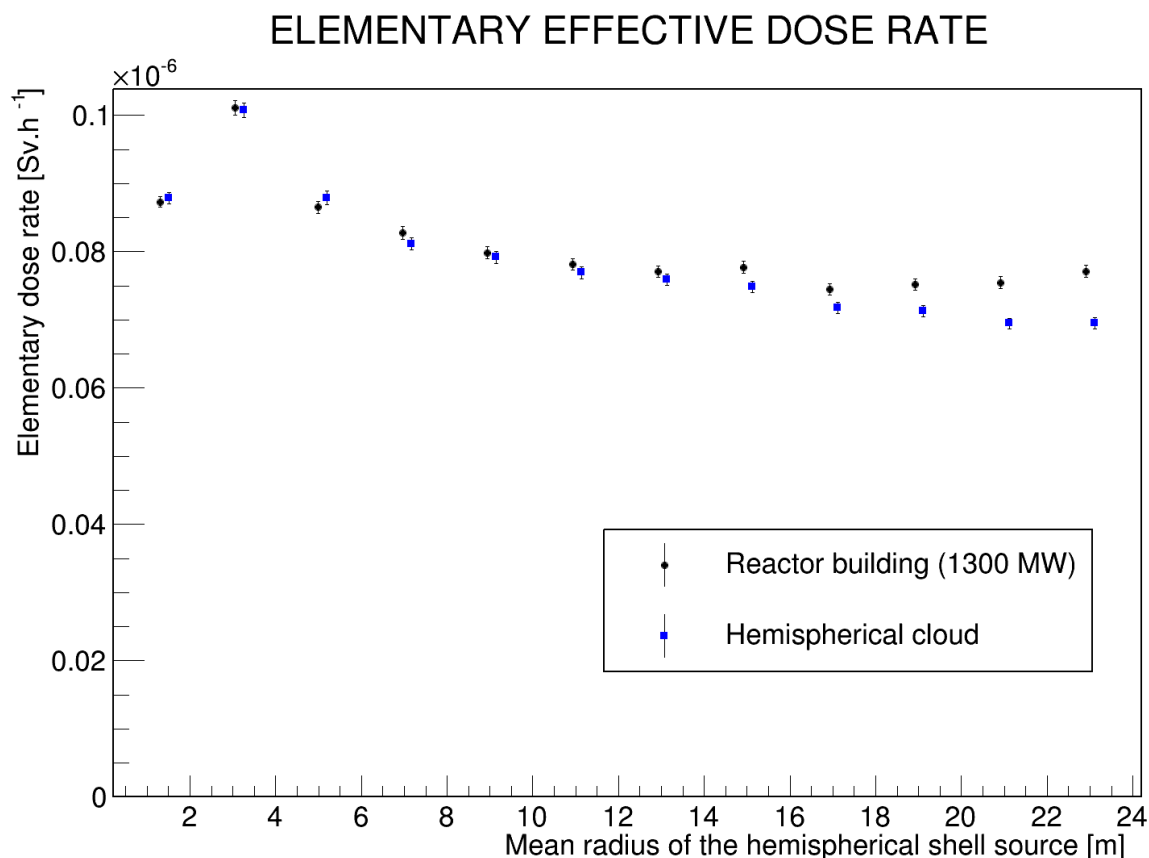


FIG. 3.17 – Débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur d'un nuage semi-sphérique de 24 m de rayon inclus dans un bâtiment réacteur et dans le nuage semi-sphérique de 24 m de rayon évoqué dans la partie 3.2.5.

ainsi que la différence entre ces débits de dose efficace élémentaires est d'autant plus importante que les dimensions de la source de xénon-133 augmente et qu'elle contient des contributions proches des parois du bâtiment réacteur.

L'écart entre les débits de dose efficace élémentaires des deux configurations s'explique par les diffusions des photons. L'effet de la diffusion des photons dans les parois est d'autant plus importante que la source de xénon-133 est proche des parois du bâtiment réacteur. En effet, pour les coquilles semi-sphériques de rayon moyen égal à 21.02 m et 23.02 m, le débit de dose efficace élémentaire est respectivement supérieur de 9 % et de 11% par rapport au débit de dose efficace élémentaire des mêmes coquilles semi-sphériques de même rayon moyen, mais placées dans un nuage semi-sphérique sans parois. Nous remarquons que la diminution des débits de dose efficace élémentaires est compensée par la diffusion des photons dans les parois du bâtiment réacteur.

On peut donc conclure que globalement l'enceinte du bâtiment réacteur contribue à augmenter les débits de dose efficace élémentaires générés par le xénon-133 à cause des diffusions des photons dans les murs.

### 3.3.3.2 Débits de dose efficace dans un bâtiment réacteur réaliste

La figure 3.18 (page 91) présente les débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur incluses dans le bâtiment réacteur du palier P4 (de puissance 1300 MW) en fonction du rayon moyen des coquilles dans lesquelles les désintégrations de xénon-133 sont générées. Rappelons que ces coquilles semi-sphériques sont centrées au niveau du plancher piscine, au centre du bâtiment réacteur.

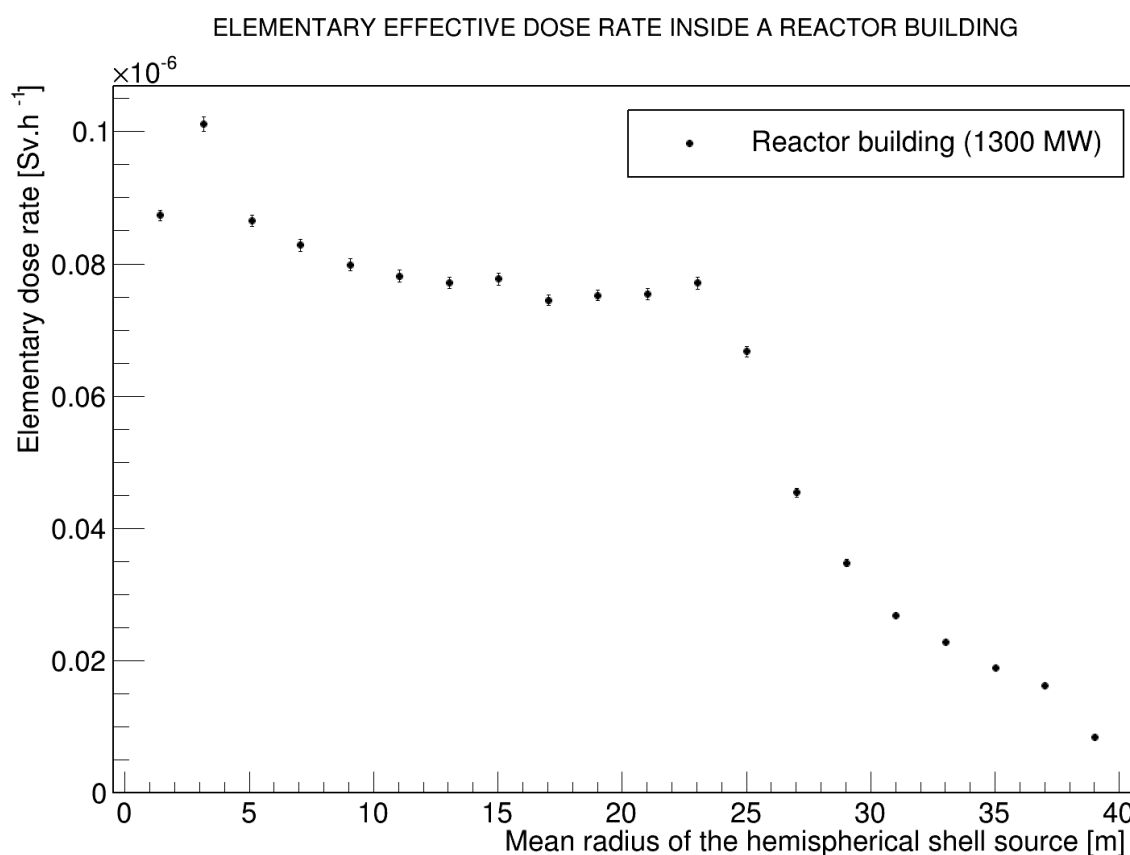


FIG. 3.18 – Débits de dose élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques de 2 m d'épaisseur du nuage inclus dans un bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance.

Sur le graphique, nous distinguons deux zones. La première zone correspond à des rayons moyens compris entre 1.41 m et 23.02 m qui se caractérise par des coquilles semi-sphériques entièrement incluses dans le bâtiment réacteur. La seconde zone concerne les coquilles semi-sphériques de rayons moyens compris entre 25.02 et 39.01 m qui sont tronquées par les parois du bâtiment réacteur.

Dans la première zone, l'évolution des débits de dose élémentaires provient de l'atténuation des photons dans l'air mais aussi de la diffusion des photons dans les parois du bâtiment. Ce dernier phénomène est particulièrement important lorsque les coquilles semi-sphériques sont proches de l'enceinte du bâtiment.

Dans la seconde zone, pour des coquilles de rayon moyen compris entre 25.02 et 39.01 m, les débits de dose élémentaires diminuent drastiquement.

La diminution brutale des débits de dose efficace élémentaires s'explique par le fait que la source est tronquée par l'enceinte du bâtiment. L'atténuation des photons dans l'air et la diffusion des photons dans l'enceinte du bâtiment sont des effets toujours présents, mais sont minoritaires devant le fait que les coquilles semi-sphériques sont tronquées par les parois.

Ainsi, la figure 3.18 montre que les coquilles semi-sphériques non tronquées par les parois du bâtiment réacteur contribuent principalement au débit de dose efficace reçu par le fantôme MIRD avec la totalité de la source de xénon-133. Comme on pouvait s'y attendre, on remarque que les coquilles tronquées vont contribuer relativement peu au débit de dose efficace. La méthode employée permet d'étudier avec précision les contributions dosimétriques de chacune des coquilles semi-sphériques constituant le nuage à l'intérieur du bâtiment.

Comme nous l'avons fait jusqu'à présent, les débits de dose efficace élémentaires générés par les coquilles semi-sphériques à l'intérieur du bâtiment réacteur sont sommés pour obtenir un débit de dose efficace dans un nuage semi-sphérique inclus dans le bâtiment réacteur.

La figure 3.19 (page 93) représente le débit de dose efficace en fonction du rayon du volume d'air centré au niveau du plancher piscine au centre du bâtiment réacteur du palier P4 (de 1300 MW de puissance). Les barres d'erreur ont été placées sur le graphique, mais sont confondues avec les points du graphique. Les erreurs sont uniquement statistiques et nous remarquons qu'elles sont très faibles.

Comme avec le nuage sans paroi, ce débit de dose efficace généré par le nuage de xénon-133 augmente relativement rapidement jusqu'aux rayons de 25 m. Au delà de 25 m, l'augmentation du débit de dose efficace en fonction du rayon du nuage est moins rapide, puisque le nuage est tronqué par l'enceinte du bâtiment réacteur. Dans l'intégralité du volume intérieur du bâtiment réacteur, le débit de dose efficace est égal à  $1.21 \pm 0.01 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  (pour une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ).

On constate donc ici que le débit de dose efficace dans le bâtiment réacteur est nettement inférieur au débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  donné par la publication 68 de l'ICRP [68] qui est pris en compte dans le domaine du nucléaire pour estimer le débit de dose efficace en connaissant l'activité volumique du nuage de xénon-133.

La figure 3.20 (page 94) illustre ce propos en présentant sur un graphique le débit de dose efficace dans le bâtiment réacteur du palier P4 (Cf. figure 3.19, page 93), le débit de dose efficace dans un nuage semi-sphérique sans paroi (Cf. figure 3.11, page 77), et la valeur de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  donné par la publication 68 de l'ICRP.

Les différences entre les débits de dose efficace s'expliquent par les dimensions des sources de xénon-133. Dans le bâtiment réacteur, la source est limitée par des parois alors que le nuage considéré par l'ICRP et par l'étude de la partie 3.2 n'a pas de parois.

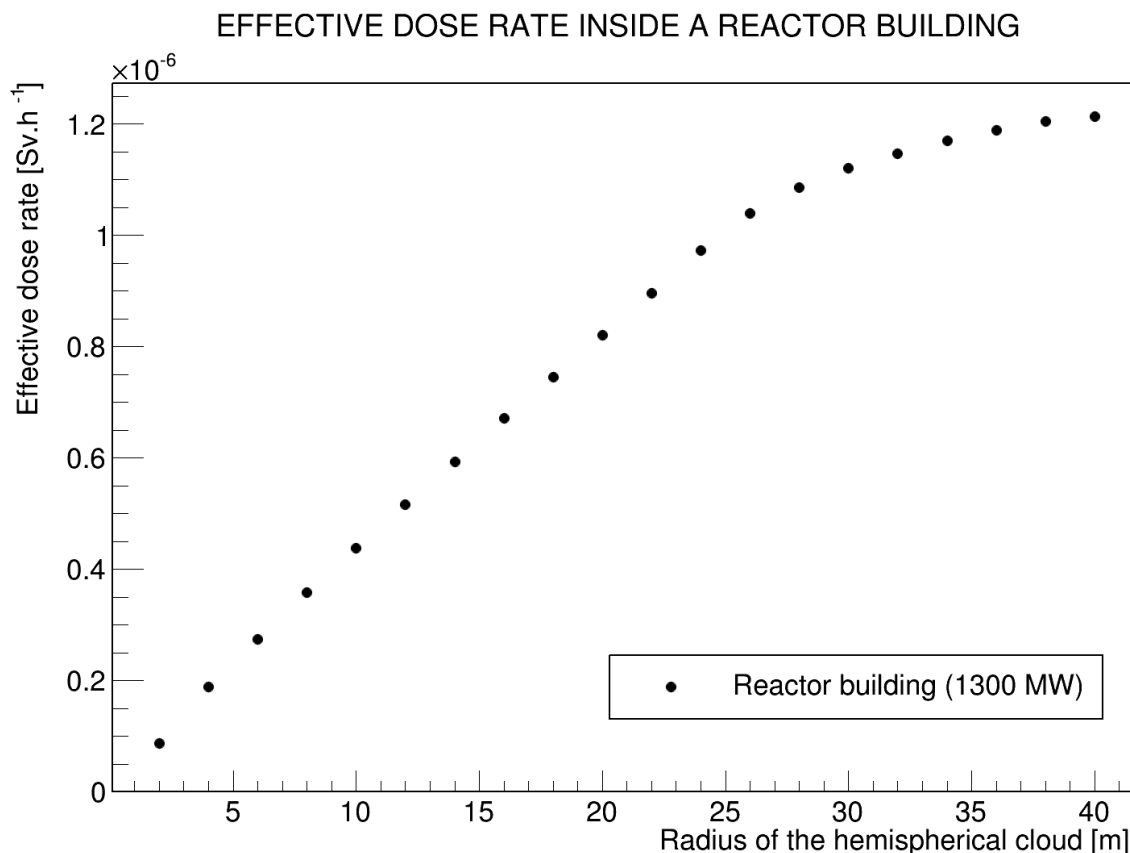


FIG. 3.19 – Débit de dose efficace dans un nuage inclus dans un bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance (pour une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ).

### 3.3.3.3 Débits de dose efficace dans trois bâtiments réacteur types du parc nucléaire français

Avec une méthodologie analogue, nous avons étudié les débits de dose efficace dans deux autres types de bâtiments réacteur du parc nucléaire français : les bâtiments réacteur des paliers CPY et N4 (Cf. Partie 2.3.3, page 37). De cette manière, les débits de dose efficace ont été obtenus dans trois types de bâtiments réacteur avec un scénario critique d'exposition. Ces bâtiments ont des géométries différentes et sont représentatifs du parc nucléaire français. Nous précisons que les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD, utilisés pour calculer le débit de dose efficace sont présentés en annexe C (page 161).

Le tableau 3.10 présente les débits de dose efficace générés par la totalité de la source de xénon-133 contenue à l'intérieur d'un bâtiment réacteur lorsque le fantôme est au niveau du plancher piscine et au centre d'un bâtiment réacteur sans générateur de vapeur. Les débits de dose efficace présentés sont normalisés par une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  et par une activité totale de la source égale à 1 MBq.

Nous remarquons que pour une activité volumique de xénon-133 constante et égale à 1

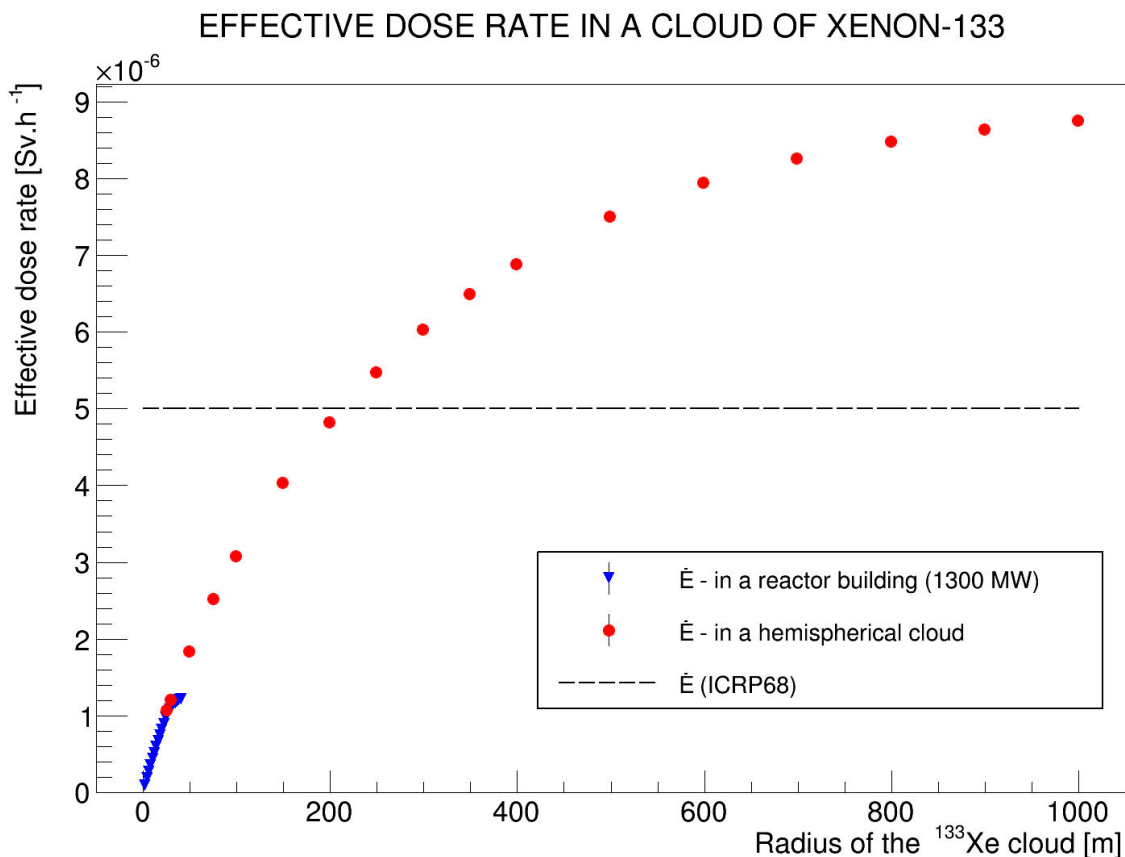


FIG. 3.20 – Débit de dose efficace en fonction du rayon du nuage de xénon-133 inclus dans un bâtiment réacteur de 1300 MW et débit de dose efficace dans un nuage semi-sphérique de xénon-133 présenté dans la partie 3.2.6.3 (page 75).

Palier	Puissance (MW)	Volume (m <sup>3</sup> )	Débit de dose efficace normalisé par l'activité volumique (Sv.h <sup>-1</sup> .MBq <sup>-1</sup> .m <sup>3</sup> )	Débit de dose efficace normalisé par l'activité totale (Sv.h <sup>-1</sup> .MBq <sup>-1</sup> )
CPY	900	34.3 × 10 <sup>3</sup>	8.92 × 10 <sup>-7</sup> ± 0.03 × 10 <sup>-7</sup>	2.60 × 10 <sup>-8</sup> ± 0.01 × 10 <sup>-8</sup>
N4	1450	49.6 × 10 <sup>3</sup>	1.11 × 10 <sup>-6</sup> ± 0.01 × 10 <sup>-6</sup>	2.24 × 10 <sup>-8</sup> ± 0.02 × 10 <sup>-8</sup>
P4	1300	68.5 × 10 <sup>3</sup>	1.21 × 10 <sup>-6</sup> ± 0.01 × 10 <sup>-6</sup>	1.77 × 10 <sup>-8</sup> ± 0.02 × 10 <sup>-8</sup>

TAB. 3.10 – Débits de dose efficace dans les bâtiments réacteur de puissance 900 MW, 1300 MW, 1450 MW - Débits de dose efficace normalisés par une activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup> et débits de dose efficace normalisés par l'activité totale égale à 1 MBq.

MBq.m<sup>-3</sup>, le débit de dose efficace est le plus élevé dans le bâtiment réacteur du palier P4 et vaut 1.21 × 10<sup>-6</sup> Sv.h<sup>-1</sup>.

En revanche, si l'activité totale en xénon-133 est la même pour tous les bâtiments réacteur et est égale à 1 MBq par exemple, le débit de dose efficace est le plus élevé dans le bâtiment réacteur du palier CPY et vaut 2.60 × 10<sup>-8</sup> Sv.h<sup>-1</sup>. En effet, ce bâtiment a un volume plus faible

que les deux autres bâtiments réacteur. Par conséquent, pour une activité totale donnée, l'activité volumique est plus élevée dans ce bâtiment de faible volume.

Nous rappelons par ailleurs qu'à l'intérieur d'un bâtiment réacteur, des appareils mesurent l'activité volumique de l'air pour contrôler en temps réel la contamination de l'air (Cf. partie 1.1.5, page 6). Il est donc approprié d'exprimer les débits de dose efficace pour une activité volumique donnée, comme nous l'avons fait jusqu'à présent avec une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

Le débit de dose efficace à l'intérieur du palier P4 est le plus élevé du parc nucléaire français et vaut  $1.21 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Cette valeur est plus de 4 fois inférieure à ce qui est pris en compte dans le domaine de la radioprotection avec la valeur de l'ICRP de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  (pour un nuage de xénon-133 d'activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ). La valeur de l'ICRP actuellement prise en compte permet d'assurer la protection des travailleurs avec une marge de sécurité d'un facteur 4.

### 3.3.4 Débit de dose équivalente au cristallin

#### 3.3.4.1 Débit de dose équivalente au cristallin dans un bâtiment réacteur

Les simulations Monte-Carlo effectuées avec le fantôme MIRD placé dans le bâtiment réacteur du palier P4 ont également permis d'étudier le débit de dose équivalente dans le cristallin et dans sa partie radiosensible. Les modélisations du cristallin et de sa partie radiosensible ont été décrites dans le chapitre 2 (Cf. Partie 2.2.2.3, page 31).

Les débits de dose équivalente élémentaires générés par chacune des coquilles intégrées à l'intérieur du bâtiment réacteur sont sommées pour avoir un débit de dose équivalente en fonction du rayon du nuage de xénon-133 contenu dans le bâtiment réacteur.

La figure 3.21 représente les débits de dose équivalente au cristallin et dans sa partie radiosensible en fonction du rayon du nuage de xénon-133 inclus dans l'enceinte du bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance. Pour un rayon donné, les points sur le graphique ont volontairement été espacés pour plus de lisibilité.

Comme dans la partie 3.3.3.2 (page 91), nous constatons que les débits de dose équivalente au cristallin dans le bâtiment réacteur augmentent jusqu'à être progressivement atténués à cause des parois du bâtiment réacteur qui tronquent une partie de la source de xénon-133.

Nous remarquons que pour le cristallin et sa partie radiosensible, ces valeurs sont très proches. Les barres d'erreur sont importantes, puisque très peu de dépôts d'énergie se produisent dans ces volumes du fait de leurs faibles dimensions.

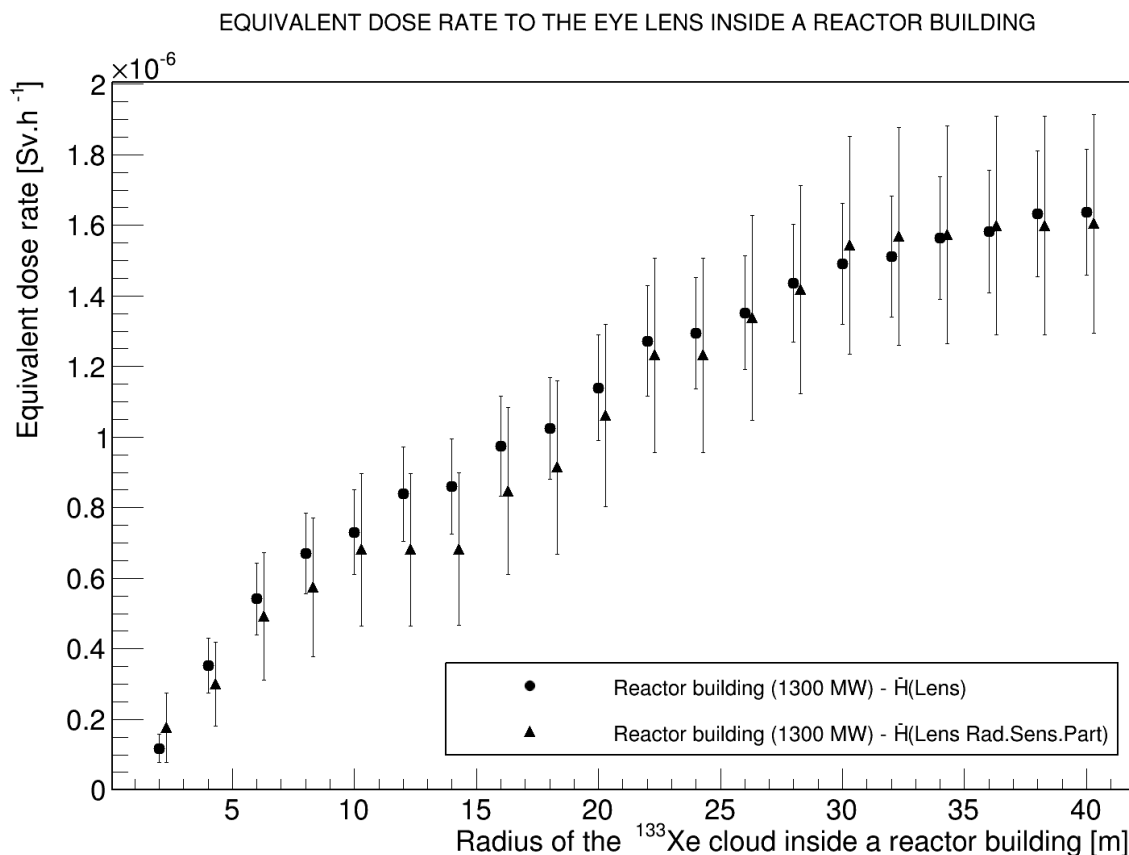


FIG. 3.21 – Débit de dose équivalente au cristallin et débit de dose équivalente dans la partie radiosensible du cristallin en fonction du rayon du nuage de xénon-133 inclus dans l'enceinte du bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance.

### 3.3.4.2 Débit de dose équivalente au cristallin dans trois bâtiments réacteur du parc nucléaire français

De même que dans la partie 3.3.3.3 (page 93), nous avons obtenu les débits de dose équivalente au cristallin et dans sa partie radiosensible pour une exposition au xénon-133 à l'intérieur de trois bâtiments réacteur représentatifs du parc nucléaire français. Une méthode analogue au débit de dose efficace a été effectuée pour obtenir ces débits de dose équivalente au cristallin.

Le tableau 3.11 présente le débit de dose équivalente au cristallin et le débits de dose équivalente dans la partie radiosensible du cristallin générés par la totalité du nuage de xénon-133 contenu dans les bâtiments réacteur des paliers CPY, N4 et P4.

L'ensemble des simulations montrent qu'il est difficile d'avoir le débit de dose équivalente au cristallin et dans sa partie radiosensible avec une grande précision.

Comme pour la dose efficace, le bâtiment réacteur du palier P4 est le plus volumineux du parc nucléaire et permet d'obtenir un débit de dose équivalente au cristallin le plus élevé. On constate par ailleurs que l'exposition du cristallin et de sa partie radiosensible sont du même ordre de



Palier	Puissance (MW)	Volume (m <sup>3</sup> )	Débit de dose équivalente	
			$\dot{H}_{\text{Crist}}$ (Sv.h <sup>-1</sup> )	$\dot{H}_{\text{Rad.Sens.Crist}}$ (Sv.h <sup>-1</sup> )
CPY	900	$34.3 \times 10^3$	$1.06 \times 10^{-6} \pm 0.15 \times 10^{-6}$	$1.09 \times 10^{-6} \pm 0.26 \times 10^{-6}$
N4	1450	$49.6 \times 10^3$	$1.42 \times 10^{-6} \pm 0.19 \times 10^{-6}$	$1.72 \times 10^{-6} \pm 0.35 \times 10^{-6}$
P4	1300	$68.5 \times 10^3$	$1.64 \times 10^{-6} \pm 0.18 \times 10^{-6}$	$1.60 \times 10^{-6} \pm 0.32 \times 10^{-6}$

TAB. 3.11 – Débits de dose équivalente au cristallin et débits de dose équivalente dans la partie radiosensible du cristallin dans les bâtiments réacteur de puissance 900 MW, 1300 MW, 1450 MW - Activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

grandeur que l'exposition du corps entier.

### 3.3.5 Conclusion

Les études dosimétriques de référence sur l'exposition externe au xénon-133 ont toujours été menées dans une configuration géométrique simple en considérant que le fantôme anthropomorphe se trouve sur le sol et immergé dans un nuage de xénon-133 de grande dimension ou semi-infini. Nous avons proposé une nouvelle approche pour évaluer l'exposition externe au xénon-133, telle qu'elle peut potentiellement se produire dans un bâtiment réacteur.

Dans un premier temps, nous avons étudié les scénarios possibles d'exposition lorsqu'un individu se situe au niveau du plancher piscine d'un bâtiment réacteur, ce qui est réaliste dans la configuration d'un arrêt de tranche où l'exposition au xénon-133 existe. Nous avons mis en évidence que le scénario d'exposition au xénon-133 est critique au centre d'un bâtiment réacteur, sans générateur de vapeur, sans que la piscine réacteur ne soit à considérer. Nous avons limité les approches en considérant uniquement le scénario critique d'exposition au xénon-133.

Dans un second temps, nous avons retenu le scénario critique pour exposer le fantôme MIRD aux photons émis par les désintégrations de xénon-133. La géométrie du fantôme MIRD a été conçue pour suivre le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin qui sont des grandeurs de protection prises en compte pour évaluer l'exposition externe. Les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD ont été suivis et sont présentés en annexe C.

Nous avons obtenu le débit de dose efficace, le débit de dose équivalente au cristallin et dans sa partie radiosensible dans trois bâtiments réacteur. Cette étude montre qu'avec un scénario critique, le débit de dose efficace est plus élevé dans le bâtiment réacteur du palier P4 et vaut  $1.21 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup>. Le débit de dose efficace de ce bâtiment réacteur est 4 fois inférieur au débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup> donné par l'ICRP. Cette dernière considère une source de xénon-133 semi-infinie, alors que la source de xénon-133 dans un bâtiment réacteur est limitée par les parois.

Par ailleurs, nous avons obtenu la valeur du débit de dose équivalente au cristallin. Nous avons montré qu'à l'intérieur d'un bâtiment réacteur, l'exposition du cristallin est du même ordre de grandeur que l'exposition du corps entier.

Nous en arriverons ensuite à la conclusion du chapitre 3.

## 3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié l'exposition externe au xénon-133.

Dans la première partie, nous avons présenté les études de référence sur l'exposition externe au xénon-133. Les études dosimétriques de référence utilisant une méthode analytique et une méthode Monte-Carlo ont toujours été menées avec une configuration géométrique simple et idéale pour évaluer l'exposition externe au xénon-133. Les méthodes Monte-Carlo considèrent un fantôme anthropomorphe se trouvant sur le sol et étant immergé dans un nuage de xénon-133 de grande dimension non délimité par des murs. Les débits de dose efficace obtenus par ces différentes études sont du même ordre de grandeur que le débit de dose efficace donné dans la publication 68 de l'ICRP [68] et égal à  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  (pour une activité volumique égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ). Cette valeur est la référence dans le domaine du nucléaire pour une exposition externe au xénon-133.

Puis dans la seconde partie, nous avons modélisé l'exposition externe au xénon-133 avec le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 et le fantôme MIRD en adoptant une configuration d'exposition similaire à celle des études de référence. Une méthode a été développée pour obtenir le débit de dose efficace dans un nuage de xénon-133 de grande dimension. Nous avons montré que le fantôme MIRD et le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 sont des outils adaptés pour traiter de l'exposition externe au xénon-133 et sont capables de reproduire les débits de dose efficace disponibles dans la bibliographie. Cette partie permet donc de valider l'utilisation de GEANT4 et du fantôme MIRD pour ensuite évaluer l'exposition externe au xénon-133 dans un bâtiment réacteur réaliste.

Enfin, dans la troisième partie, l'exposition externe au xénon-133 a été étudiée dans un bâtiment réacteur telle qu'elle peut se produire lors d'un arrêt de tranche. Cette approche est nouvelle, puisque jusqu'à présent l'exposition externe au xénon-133 a été évaluée dans une configuration simplifiée et idéale par les études dosimétriques de référence.

Après avoir étudié les scénarios d'exposition au niveau du plancher piscine dans le bâtiment réacteur, nous avons quantifié le débit de dose équivalente au cristallin et le débit de dose efficace avec un scénario critique pour lequel l'exposition externe au xénon-133 est maximale.

Le débit de dose efficace a été obtenu à partir des débits de dose équivalente dans les organes du fantôme. Ce débit de dose est égal à  $1.21 \times 10^{-6} \pm 0.01 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ . De plus, le débit de dose équivalente au cristallin vaut  $1.64 \times 10^{-6} \pm 0.18 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Cette grandeur de protection n'a jamais été évaluée par des études dosimétriques antérieures pour une exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur.

Nous avons montré que pour le cristallin, il est difficile d'évaluer le débit de dose équivalente avec précision puisque ce volume est petit. Cependant, on a montré, avec un grand degré de confiance, que le débit de dose équivalente au cristallin est du même ordre de grandeur que le

débit de dose efficace. Les différences sont de quelques pourcents et ne sont pas significatives au vue des barres d'erreur.

Dans ce chapitre, nous avons mis en évidence que le débit de dose efficace est 4 fois inférieur au débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  donné par l'ICRP. Cette différence importante s'explique par la dimension limitée de la source de xénon-133 à l'intérieur du bâtiment réacteur. Ce résultat montre que les individus exposés au xénon-133 dans un bâtiment réacteur reçoivent un débit de dose efficace nettement inférieur à ce que donne l'ICRP pour une exposition au xénon-133.

Le chapitre 4 se porte sur l'exposition interne au xénon-133 suite à l'inhalation de ce radio-nucléide contenu dans l'air du bâtiment où se trouve un travailleur.



## Chapitre 4

# Exposition interne au xénon-133

Dans le chapitre 1, nous avons présenté le contexte d'exposition au xénon-133 lors des interventions du personnel dans un bâtiment réacteur. Nous avons présenté les problématiques et les méthodologies des études pour évaluer l'exposition externe et interne au xénon-133.

Dans le chapitre 2, nous avons présenté le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 et le fantôme MIRD qui sont des outils employés pour l'exposition externe et interne. Nous avons également introduit les caractéristiques de la source de xénon-133 pour une exposition interne. Nous avons présenté les modèles biocinétiques qui simulent l'activité en xénon-133 dans les différentes parties du corps humain en fonction du temps lorsqu'un radionucléide est incorporé. Ils permettent d'étudier l'exposition interne due à l'inhalation du xénon-133. Nous avons ensuite décrit la modélisation de la source dans les poumons et les voies respiratoires qui sont directement exposés par le xénon-133 inhalé.

Dans le chapitre 3, l'exposition externe au xénon-133 a été traitée. Nous avons analysé les études de référence qui existent sur le sujet. Nous avons mis en évidence qu'elles ont toutes été menées dans le cas d'une exposition dans un nuage de xénon-133 de grande dimension sans introduire d'éléments sur lesquels les photons peuvent diffuser. Nous avons montré que l'utilisation du code de calcul Monte-Carlo GEANT4 avec le fantôme MIRD et un nuage de xénon-133 est capable de reproduire le débit de dose efficace des études dosimétriques de référence. Par la suite, nous avons évalué les grandeurs de protection d'une exposition réaliste au xénon-133 susceptible de se produire lorsque le personnel intervient dans un bâtiment réacteur. Le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin ont été quantifiés dans trois bâtiments réacteur représentatifs du parc nucléaire français avec un scénario d'exposition critique.

Le chapitre 4 porte sur l'étude de l'exposition interne au xénon-133 qui se produit lorsque le xénon-133 mélangé à l'air est inhalé par un individu.

Dans la première partie, nous évoquerons les aspects généraux sur l'exposition interne au xénon-133 avec les considérations de l'ICRP sur ce mode d'exposition. Nous décrirons également l'état de l'art sur l'exposition interne au xénon-133 en analysant les études publiées sur le sujet. Nous présenterons ensuite les motivations qui nous ont amené à étudier le mode d'ex-

position interne.

Dans la seconde partie et dans la troisième partie, nous étudierons l'exposition des tissus directement exposés au xénon-133. Il s'agit des poumons et des voies respiratoires qui contiennent le xénon-133 inhalé.

Dans la quatrième partie, nous étudierons le modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain pour appréhender l'exposition interne avec les principales parties du corps humain qui sont susceptibles de contenir le xénon-133.

## 4.1 Etat de l'art

### 4.1.1 Contexte de l'exposition interne au xénon-133

Le mode d'exposition interne au xénon-133 a été décrit dans le chapitre 1 (Cf. partie 1.3.3, page 21). Nous rappelons que ce mode d'exposition se produit lorsqu'un radionucléide est incorporé dans le corps humain. Dans le cas du xénon-133, l'exposition interne se produit lorsque le gaz est inhalé.

Depuis les années 1960 jusqu'aux années 1990, le mode d'exposition interne au xénon-133 a été étudié pour évaluer les doses absorbées dans les organes et la dose efficace des personnes exposées au xénon-133.

Ce radionucléide est présent dans le domaine du nucléaire civil, puisque le xénon-133 est un produit de fission du combustible utilisé dans les centrales nucléaires. Par ailleurs, le xénon-133 a été utilisé dans le milieu médical pour faire de l'imagerie fonctionnelle des poumons, mais aussi pour étudier le fonctionnement des poumons [72] [73] [74].

Dans le milieu médical, les activités volumiques de quelques dizaines de MBq.L<sup>-1</sup> sont inhalées par le patient pendant quelques minutes, alors que dans le domaine du nucléaire, les travailleurs peuvent rester quelques heures dans un environnement d'une activité volumique de xénon-133 de quelques MBq.m<sup>-3</sup>.

### 4.1.2 Considérations sur le mode d'exposition d'interne aux gaz rares radioactifs

Des études dosimétriques ont été menées sur l'exposition externe et interne aux gaz rares radioactifs. Elles ont estimé les doses absorbées dans les tissus du corps humain pour ces deux modes d'exposition. Par exemple, la publication de Soldat et al compare les grandeurs de protection données par ces études et met en avant que l'exposition interne n'est pas la principale voie d'exposition [75].

Dans la publication 30, l'ICRP évoque les modes d'exposition aux gaz rares radioactifs. Dans ce document, elle évalue des équivalents de dose pour le mode d'exposition externe et

interne aux gaz rares radioactifs. Trois débits d'équivalents de dose sont considérés : un débit d'équivalent de dose dans un volume élémentaire de tissus  $\dot{H}_E$  d'une personne dans un nuage de gaz radioactif semi-infini, un débit d'équivalent de dose  $\dot{H}_L$  dans les poumons provenant du gaz radioactif contenu à l'intérieur de ces organes, et un débit d'équivalent de dose  $\dot{H}_A$  dans les tissus qui contiennent le gaz absorbé<sup>1</sup>. Les équations 4.1 et 4.2 sont données dans la publication 30 de l'ICRP et présentent respectivement le ratio entre  $\dot{H}_E$  et  $\dot{H}_L$  et entre  $\dot{H}_E$  et  $\dot{H}_A$ .

$$\frac{\dot{H}_E}{\dot{H}_L} \geq 130 \quad (4.1)$$

$$\frac{\dot{H}_E}{\dot{H}_A} \geq 200 \quad (4.2)$$

Ces équations montrent que l'exposition externe aux gaz rares radioactifs est plus de 130 fois supérieure à l'exposition des poumons et plus de 200 fois supérieure à l'exposition interne. L'ICRP a statué sur le fait que seul le mode d'exposition externe doit être considéré pour une exposition aux gaz rares radioactifs [25], car elle permet une protection efficace des travailleurs. Cette considération de l'ICRP est reprise dans les livres de radioprotection qui ne considèrent que le mode d'exposition externe pour les gaz rares radioactifs, puisque l'activité inhalée est ensuite exhalée [76].

### 4.1.3 Biocinétique du xénon-133 dans le corps humain

#### 4.1.3.1 Données expérimentales

Des études expérimentales sur des patients ont été menées pour étudier la cinétique du xénon-133 dans le corps humain [77] [78]. Ces études utilisent un spiromètre dans lequel circule de l'oxygène avec du xénon-133. Le volontaire porte un masque qui délivre le xénon-133 pendant la phase d'incorporation du radionucléide.

Dans l'étude de Susskind et al [78], le patient inhale du xénon-133 pendant plusieurs dizaines de minutes tout au long de la phase d'incorporation. Puis, pendant la phase d'élimination, le patient exhale le xénon-133.

Pendant toute la durée de l'expérience, l'activité dans le corps humain est mesurée avec une caméra scintigraphique grand champ et l'activité de l'air expiré est mesurée avec un scintillateur placé au niveau du masque.

Pendant la phase d'élimination, l'activité de xénon-133 dans le corps du patient décroît comme une somme d'exponentielles avec des constantes de temps différentes. Les constantes de ces exponentielles sont associées à différentes parties du corps humain qui peuvent être regrou-

<sup>1</sup>Notons que dans la publication 30 de l'ICRP, les doses équivalentes n'étaient pas définies. Toutefois, les grandeurs  $\dot{H}_E$ ,  $\dot{H}_L$ , et  $\dot{H}_A$  peuvent être considérées comme étant respectivement un débit de dose équivalente dans un organe pour l'exposition externe, un débit de dose équivalente dans les poumons contenant le gaz rare radioactif, et un débit de dose équivalente dans un organe contenant le gaz rare radioactif pour l'exposition interne.

pées entre elles en compartiments. Un ajustement est effectué pour déterminer les constantes de temps de chacun des compartiments.

Ces études ont montré qu'il est possible de regrouper les organes en cinq compartiments : les poumons, le sang avec les hémoglobines sur lesquelles se fixe le xénon, les muscles, et deux types de tissus gras.

Le tableau 4.1 présente la demi-vie de chacun de ces compartiments ainsi que la fraction d'activité totale inhalée qui est retenue dans les tissus après 10 min d'inhalation de xénon-133 pour une activité totale inhalée de 20.03  $\mu\text{Ci}$ . L'activité de xénon-133 est rapidement éliminée des poumons, par conséquent la rétention du xénon-133 n'est pas considérée dans les poumons après les 10 minutes d'inhalation.

Compartiment	Demi-vie biologique	Rétention du xénon-133	
		Activité ( $\mu\text{Ci}$ )	Pourcentage
Poumons	$21.7 \pm 12.4$ s	-	-
Sang	$3.05 \pm 1.72$ min	$1.82 \pm 0.88$	9.1
Muscle	$0.40 \pm 0.11$ h	$2.21 \pm 1.46$	11.0
Tissus gras 1	$2.71 \pm 0.87$ h	$1.63 \pm 0.88$	8.1
Tissus gras 2	7.59-17.04 h	$0.82 \pm 0.52$	4.1

TAB. 4.1 – Demi-vie biologique et activité du xénon-133 dans les différentes parties du corps humain pour une inhalation de xénon-133 d'activité totale égale à 20.03  $\mu\text{Ci}$  pendant 10 minutes [78].

Nous remarquons que la demi-vie biologique du xénon n'est pas la même pour toutes les parties du corps humain. La demi-vie biologique du xénon est de quelques dizaines de secondes dans l'air des poumons, et d'une vingtaine de minutes dans les muscles. L'étude distingue deux compartiments plus "profonds" qui correspondent aux milieux gras. La demi-vie biologique du xénon dans ces deux compartiments est de quelques heures et de l'ordre d'une dizaine d'heures. La demi-vie biologique du dernier compartiment dépend beaucoup de la quantité de milieu gras de chaque individu, ce qui explique que les valeurs expérimentales sont relativement étalées entre 7.59 h et 17.04 h.

De plus, nous constatons qu'après avoir inhalé une activité totale de xénon-133 de 20.03  $\mu\text{Ci}$  pendant 10 minutes, 32.3% de l'activité totale est présente dans les tissus du corps humain. L'activité dans le sang et dans les muscles représente 20.1% de l'activité totale et est éliminée relativement rapidement, quelques heures après la fin de l'incorporation. En revanche, une fraction de 12.2 % de l'activité totale se trouve dans les tissus gras et mettra plus de temps pour être éliminée compte tenu de la demi-vie biologique du xénon-133 dans ces tissus.

Ces études expérimentales ont permis de connaître la cinétique du xénon-133 dans différentes parties du corps humain et de savoir qu'une fraction du xénon-133 inhalé peut rester dans le corps humain pendant plusieurs heures et contribuer ainsi à l'exposition interne.



#### 4.1.3.2 Modèles compartimentés

La connaissance de la physique des échanges des gaz rares dans les tissus, les caractéristiques physiologiques des compartiments, et les temps de demi-vie du xénon dans le corps humain sont utilisés pour définir les modèles compartimentés. Ils permettent de suivre la biocinétique des radionucléides dans le corps humain suite à leur incorporation.

Une publication de Kety présente le principe des échanges entre les poumons et les tissus pour les gaz rares [79]. La cinétique de ces échanges dépend du coefficient de partition du xénon dans les tissus, du flux sanguin dans les tissus, de la ventilation de la personne, des aspects physiologiques propres à chacun, et de la solubilité des gaz dans les différents milieux du corps humain comme pour les milieux aqueux et gras [80] [81] [82].

Les modèles compartimentés sont propres à un radionucléide donné et pour une voie d'incorporation spécifique (ingestion, inhalation, voie transcutanée). Ils permettent de connaître l'activité du radioélément en fonction du temps et ainsi l'activité cumulée dans l'organisme pour une exposition à un radionucléide donné.

Nous avons trouvé deux types de modèles compartimentés. Le premier est le modèle développé par Bell et Leach pour du xénon-133 incorporé par voie intraveineuse et le second modèle a été développé par Peterman et Perkins pour du xénon-133 incorporé par inhalation.

Le modèle de Bell et Leach permet d'étudier l'activité dans l'organisme lorsqu'une solution saline contenant du xénon-133 a été injectée par voie intraveineuse dans un patient [83]. Ce modèle s'est avéré en accord avec les mesures effectuées sur les patients au cours de cette étude. Le modèle compartimenté de Peterman et Perkins permet de connaître l'activité dans les compartiments du corps humain lorsque le xénon-133 est inhalé [84]. Ce modèle est cohérent avec des études publiées qui se sont intéressées à l'activité de xénon-133 dans le corps humain pour des temps d'élimination de l'ordre de quelques minutes [85] à plusieurs heures [62] [86].

Ces modèles permettent de simuler l'activité incorporée dans le corps humain lorsque l'incorporation du xénon est faite par ces deux voies d'administration. Par la suite, nous allons retenir le modèle de Peterman et Perkins pour simuler l'activité du xénon-133 incorporé par inhalation par une personne se trouvant dans un nuage de xénon-133.

#### 4.1.4 Méthode d'évaluation de l'exposition interne

##### 4.1.4.1 Activité cumulée dans les tissus

L'exposition interne dépend des caractéristiques physiques (période physique, émissions de particules, radionucléide fils) et biologiques (période biologique, biocinétique) du radionucléide incorporé. L'exposition interne continue de se produire tant que le radionucléide est présent dans le corps humain. Ainsi pour évaluer l'exposition, il est nécessaire de connaître l'activité cumulée de la source localisée dans les tissus du corps humain jusqu'à la disparition totale des radionucléides. L'activité cumulée se calcule donc en intégrant l'activité dans les tissus au

cours du temps. Son unité est le Becquerel heure (Bq.h). Un Becquerel heure correspond 3600 désintégrations produites en une heure.

Selon les domaines, différentes techniques sont employées pour mesurer l'activité dans les tissus du corps humain.

L'anthroporadiamétrie permet de mesurer les photons (rayons X et rayons  $\gamma$ ) émis par les désintégrations des radionucléides incorporés dans l'organisme [87]. Cette technique permet de surveiller la contamination interne et de contrôler son étendue. Il est également possible de déterminer la nature du radionucléide, sa quantité et sa localisation. Cette technique est utilisée pour contrôler la contamination interne des personnes.

En médecine nucléaire, le radionucléide incorporé par le patient a une activité connue et des caractéristiques connues (période biologique, période physique, biocinétique). Des techniques sont utilisées pour mesurer l'activité dans les organes du patient par imagerie scintigraphique [78] ou par comptage de l'activité de l'air expiré par le patient [72] [73] [74], ou par la mesure de l'activité de prélèvements sanguins ou de biopsie [77] [85].

#### 4.1.4.2 Facteur S

En radioprotection, la dosimétrie interne s'est développée à partir de 1920 [88]. En 1948, Marinelli a décrit une méthode pour déterminer la dose générée par des radionucléides incorporés. A partir de ces travaux, Loevinger a développé une technique pour avoir le formulisme du Comité Medical Internal Radiation Dose (MIRD) connu actuellement [89]. Ce formulisme a été publié en 1988 [90], puis révisé en 1991 [91]. Il est décrit dans les publications de l'ICRP et dans les rapports du MIRD avec le facteur S.

Les facteurs S sont définis pour un couple d'organes source-cible donnés et pour un radionucléide spécifique. Les facteurs S expriment une dose absorbée moyenne dans l'organe cible par unité d'activité cumulée dans l'organe source et l'unité utilisée est homogène au  $\text{Gy.Bq}^{-1}.\text{s}^{-1}$  ou au  $\text{Gy.Bq}^{-1}.\text{h}^{-1}$ .

Les facteurs S sont obtenus avec des codes de calcul Monte-Carlo en générant les désintégrations de radionucléides dans les organes d'un fantôme anthropomorphe. Ils sont donnés dans le rapport n° 11 du MIRD pour le fantôme MIRD [92]. Ces facteurs sont propres à une géométrie de fantôme donnée et existent pour d'autres types de fantômes.

#### 4.1.4.3 Dose absorbée dans les tissus

L'exposition interne des tissus du corps humain au xénon-133 est évaluée en associant l'activité cumulée dans les tissus et les facteurs S pour le xénon-133. La connaissance de l'activité cumulée dans les organes du corps humain est nécessaire pour évaluer l'exposition interne des tissus.

La dose absorbée dans les tissus de l'organisme est calculée en multipliant deux grandeurs :

- l'activité cumulée dans les organes sources.
- les facteurs  $S$  qui expriment une dose absorbée dans un organe cible lorsque les radionucléides sont localisés dans un organe source.

## 4.1.5 Evaluation de l'exposition interne au xénon-133

### 4.1.5.1 Exposition des tissus

Des publications quantifient l'exposition des tissus pour une exposition interne au xénon-133.

Une publication de Soldat et al s'est portée sur la comparaison du mode d'exposition externe et du mode d'exposition interne par inhalation de xénon-133 [75]. Ce document compare les doses absorbées données par différentes publications pour les deux modes d'exposition dans les principales parties du corps humain qui sont les poumons, les tissus adipeux, les gonades, et les tissus restants.

Le tableau 4.2 présente le débit de dose équivalente aux poumons et le débit de dose efficace pour les modes d'exposition externe et interne au xénon-133. Ces données sont issues des publications de Soldat et al [75] et de Russell et Galpin [93].

Nous remarquons que pour l'étude de Soldat et al, le débit de dose équivalente aux poumons est 17 fois plus élevé pour l'exposition externe dans une source semi-infinie que pour l'exposition engendrée par le xénon-133 contenu dans les poumons.

Les débits de dose équivalente aux poumons donnés par Soldat et al et par Russell et Galpin ont des valeurs très proches pour l'exposition interne. Ces grandeurs ont été calculées en supposant que les poumons ont des volumes respectifs de 4.0 L et à 5.6 L et qu'ils sont totalement remplis de xénon-133 d'activité volumique égale à  $1 \text{ kBq.L}^{-1}$  (soit  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ). L'écart entre les débits de dose équivalente dans les poumons est dû aux volumes de ces derniers qui sont différents.

Pour la publication de Russell et Galpin, nous constatons que le débit de dose efficace engendré par une exposition externe dans une source semi-infinie est 111 fois supérieur au débit de dose efficace dû à une exposition interne.

Les valeurs du tableau mettent en évidence que l'exposition externe constitue le mode d'exposition majeur au xénon-133.

On constate cependant que pour l'étude de Soldat et al [75], le ratio du débit de dose équivalente dans les poumons de l'exposition externe par l'exposition interne due au gaz contenu dans les poumons est égal à 17. Cette valeur est inférieure à ce que donne l'ICRP avec le facteur 130 de l'équation 4.1 (page 103).

Par ailleurs, pour l'étude de Russell et Galpin [93], le rapport du débit de dose efficace pour une exposition externe et celui pour une exposition interne est égal à 111. Ce rapport ne vérifie pas le facteur 200 de l'équation 4.2 (page 103).

Goddard et Ackery ont publié une étude sur l'exposition interne des tissus lors d'une incor-

Etude	Exposition externe		Exposition interne	
	$\dot{H}_{\text{Poumons}}$ (Sv.h <sup>-1</sup> )	$\dot{E}$ (Sv.h <sup>-1</sup> )	$\dot{H}_{\text{Poumons}}$ (Sv.h <sup>-1</sup> )	$\dot{E}$ (Sv.h <sup>-1</sup> )
Soldat et al [75]	$6.97 \times 10^{-6}$	$6.76 \times 10^{-6}$	$4.05 \times 10^{-7}$	-
Russell et Galpin [93]	-	$8.11 \times 10^{-6}$	$5.95 \times 10^{-7}$	$7.30 \times 10^{-8}$

TAB. 4.2 – Débits de dose équivalente dans les poumons et débits de dose efficace pour une exposition externe et interne au xénon-133 avec une activité volumique égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup> [75].

poration de xénon-133 par inhalation [74]. Dans cette publication, les doses absorbées dans les poumons, le sang, les gonades et la muqueuse de la trachée sont quantifiées pour une inhalation de xénon-133 d'activité volumique égale à 37 MBq.L<sup>-1</sup> pendant 3 minutes.

Le tableau 4.3 présente les doses absorbées dans les tissus du corps humain pour l'exposition interne au xénon-133 normalisées par une activité volumique d'1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Il apparaît que, pour ce type d'exposition, les tissus les plus exposés sont les poumons et la muqueuse des voies respiratoires. Par la suite, nous allons nous intéresser aux doses absorbées dans ces deux types de tissus.

Tissus	Dose absorbée (Gy)
Poumons	$1.05 \times 10^{-8}$
Sang	$1.00 \times 10^{-9}$
Tissus graisseux	$6.68 \times 10^{-9}$
Gonades	$1.00 \times 10^{-9}$
Muqueuse de la trachée	$3.14 \times 10^{-7}$

TAB. 4.3 – Doses absorbées dans les tissus du corps humain pour une exposition interne au xénon-133 normalisées par une activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup> pendant un temps d'inhalation de 3 minutes [74].

#### 4.1.5.2 Exposition générée par l'air contenu dans les poumons

Des publications ont traité de l'exposition des poumons lorsqu'un individu inhale du xénon-133. Précédemment, nous avons évoqué des publications portant sur l'exposition interne de plusieurs tissus du corps humain dont les poumons. Les publications donnent des résultats dans des conditions spécifiques qui diffèrent selon les études, comme par exemple le temps d'inhalation de xénon-133 et l'activité volumique de xénon-133.

Le tableau 4.4 présente la dose équivalente dans les poumons pour une exposition interne au xénon-133 pour les études menées sur le sujet. Dans ce tableau, les doses équivalentes sont toutes exprimées pour une activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>. Ces doses équivalentes sont ensuite normalisées par le temps d'exposition pour les exprimer en débits de dose équivalente.

Globalement, nous remarquons que ces débits de dose équivalentes ont des valeurs du même ordre de grandeur et sont comprises entre  $1 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> et  $6 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup>.

Etude	Dose équivalente (Sv)	Temps d'inhalation (min)	Débit de dose équivalente (Sv.h <sup>-1</sup> )
Soldat et al [75]	$4.05 \times 10^{-7}$	60	$4.05 \times 10^{-7}$
Russell et Galpin [93]	$5.95 \times 10^{-7}$	60	$5.95 \times 10^{-7}$
Goddard et Ackery [74]	$1.05 \cdot 10^{-8}$	3	$2.10 \times 10^{-7}$
Watson et Cloutier [72]	$9.19 \times 10^{-9}$ - $2.43 \times 10^{-8}$	5	$1.10 \times 10^{-7}$ - $2.92 \times 10^{-7}$
Snyder et al [92]	$2.73 \times 10^{-7}$	60	$2.73 \times 10^{-7}$

TAB. 4.4 – Doses équivalentes et débits de dose équivalente dans les poumons pour une exposition interne au xénon-133 avec une normalisation par une activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Donc les études menées sur l'exposition interne des poumons considèrent que la dose équivalente dans les poumons est de l'ordre de quelques  $1 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup>.

#### 4.1.5.3 Exposition des voies respiratoires par le xénon-133 qui transite

Les poumons ne sont pas les seuls organes irradiés. La trachée conduit l'air dans les poumons, et est particulièrement exposée aux xénon-133. Ce radionucléide irradie la trachée au moment de l'incorporation et au moment de l'élimination du xénon-133. Différentes méthodes ont été utilisées pour évaluer l'exposition de la trachée.

Une étude menée par Prohovnik et al porte sur l'évaluation de la dose absorbée dans la trachée pour des patients inhalant du xénon-133 [73]. L'inhalation du gaz se fait pendant quelques minutes, et l'activité dans l'air expiré est mesurée avec un scintillateur NaI. En connaissant l'activité volumique moyenne au niveau de la trachée, il est possible d'estimer la dose absorbée dans les tissus de cette dernière grâce à un coefficient de conversion obtenu par simulation Monte-Carlo. Il permet de convertir une activité volumique en dose absorbée. La dose absorbée est calculée dans les deux premiers millimètres de tissus.

Des études similaires ont été menées par Goddard et Ackery [74] et par Lassen [94]. Elles ont permis d'obtenir les doses absorbées dans la muqueuse de la trachée pour des temps d'irradiation différents et respectivement dans les cinq premiers micromètres et dans les cent premiers micromètres de tissus.

Powell et al ont effectué des mesures directes pour connaître la dose absorbée dans la trachée [95]. Ils ont utilisé un fantôme cylindrique représentant la trachée dans lequel du xénon-133 d'activité volumique constante circule. Des dosimètres TLD sont placés à la surface d'un fantôme trachée. Ce fantôme est un demi-cylindre de 10 cm de long, 0.96 cm de rayon. La mesure faite avec les dosimètres correspond à une mesure effectuée sous 50 µm de tissus de la muqueuse.

Les résultats évoqués précédemment pour les quatre études menées sur l'exposition de la muqueuse trachéale par du xénon-133 sont présentés dans le tableau 4.5. Il montre les doses absorbées normalisées par un temps d'exposition d'1 h et par une activité volumique d'1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Nous remarquons que les valeurs présentées dans ce tableau sont de l'ordre de quelques

Etude	Epaisseur ( $\mu\text{m}$ )	Débit de dose absorbée ( $\text{Gy.h}^{-1}$ )
Lassen (1964) [94]	0-100	$1.62 \times 10^{-6}$
Goddard et Ackery (1975) [74]	0-5	$3.24 \times 10^{-6}$
Powell et al (1984) [95]	50	$1.35 \times 10^{-6}$
Prohovnik (1995) [73]	0-2000	$1.65 \times 10^{-7}$

TAB. 4.5 – Comparaison bibliographique des débits de dose absorbée dans la muqueuse de la trachée contenant une source de xénon-133 avec une activité volumique initiale égale à 1  $\text{kBq.L}^{-1}$ .

$\mu\text{Gy.h}^{-1}$  pour une activité volumique de xénon-133 égale à 1  $\text{kBq.L}^{-1}$  (soit 1  $\text{MBq.m}^{-3}$ ). L'exposition interne de la trachée est plus élevée que l'exposition interne des autres tissus évoqués précédemment, comme les poumons.

#### 4.1.6 Conclusion

Nous avons commencé par présenter les aspects généraux de l'exposition interne au xénon-133 qui peuvent se produire dans le domaine du nucléaire civil et dans le domaine médical. L'ICRP considère que l'exposition interne aux gaz rares radioactifs est minoritaire devant l'exposition externe au xénon pour une immersion dans un nuage de gaz rare radioactif, tel que le xénon-133. En effet, selon la publication 30 de l'ICRP, l'exposition externe des tissus est plus de 130 fois supérieure à l'exposition des poumons par l'air contenu dans les poumons, et l'exposition externe des tissus est plus de 200 fois supérieure à l'exposition interne par le xénon-133 contenu dans les tissus. Par conséquent, en terme de protection du travailleur, surveiller l'exposition externe permet de protéger le travailleur contre toutes les expositions.

Nous avons commencé par faire une recherche bibliographique pour étudier la biocinétique du xénon-133 dans le corps humain lorsque ce radionucléide est inhalé. Avec des publications médicales, nous avons montré qu'après l'inhalation, une partie du xénon-133 est présent dans les tissus du corps humain et que l'élimination du radionucléide dépend des tissus considérés. Nous avons mis en évidence qu'une fraction du xénon-133 reste dans l'organisme pendant plusieurs heures du fait de sa demi-vie biologique dans certaines parties du corps humain.

Des expériences menées sur le sujet montrent qu'il est possible de regrouper les tissus en compartiments qui accumulent le xénon-133 dans l'organisme. Ces compartiments rassemblent les organes du corps humain suivant leurs caractéristiques vis-à-vis du xénon-133.

Ensuite, nous nous sommes intéressés aux modèles biocinétiques permettant de simuler l'activité en xénon-133 dans les compartiments du corps humain.

A partir des études publiées sur l'exposition au xénon-133, on peut conclure que l'exposition externe est prépondérante devant l'exposition interne. En effet, l'état de l'art, montre que l'exposition interne ne constitue pas le mode d'exposition majoritaire pour une exposition par

immersion dans un nuage de xénon-133.

En revanche, certains tissus sont relativement exposés, notamment les poumons et la trachée. Il est également important de noter que certains compartiments, comme les tissus gras, sont susceptibles de stocker une quantité de xénon-133 pendant un temps relativement long.

Dans les parties qui suivent, nous déclinons le travail sur l'exposition interne au xénon-133 séquentiellement avec tout d'abord une étude sur l'exposition des poumons, puis sur l'exposition des voies respiratoires. Nous étudierons ensuite la biocinétique du xénon-133 inhalé et incorporé dans les tissus du corps humain avec la simulation d'un modèle compartimenté afin de vérifier que les valeurs publiées sont valides dans notre cas particulier d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur.

## 4.2 Exposition par le xénon-133 contenu dans les poumons

Nous avons vu dans la partie 4.1 que la dose équivalente dans les poumons est relativement importante lorsque le xénon-133 est inhalé. Les objectifs de cette étude sont de quantifier le débit de dose équivalente dans les poumons et le débit de dose efficace lorsque le xénon-133 est contenu dans les poumons.

### 4.2.1 Méthode

Nous avons développé une méthode en deux étapes pour obtenir les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD et le débit de dose efficace engendrés par les désintégrations de xénon-133 dans les poumons.

Dans un premier temps, nous allons décrire la géométrie des simulations GEANT4 qui utilisent le fantôme MIRD et une source de xénon-133 contenue dans les poumons du fantôme. Cette première étape va nous permettre d'obtenir des débits de dose équivalente dans les organes avec une normalisation de l'activité de xénon-133 dans les poumons. Leur unité est le Sv.désintégration<sup>-1</sup>.

Dans un second temps, nous allons estimer l'activité cumulée inhalée par un individu lorsqu'il se trouve dans un nuage de xénon-133 d'activité volumique constante et égale à 1 MBq.m<sup>-3</sup>.

Dans un troisième temps, nous présenterons le calcul pour obtenir les valeurs des débits de dose équivalente dans les organes et du débit de dose efficace. Ils sont calculés en multipliant l'activité cumulée dans les poumons par les débits de dose équivalente normalisés en activité.

#### 4.2.1.1 Modélisation des simulations GEANT4

Des simulations GEANT4 sont réalisées pour modéliser l'exposition interne produite par le xénon-133 contenu dans les poumons qui a lieu lorsqu'une personne inhale de l'air contenant ce radionucléide.



Le fantôme MIRD est debout sur un plancher en béton et se trouve dans un volume d'air ayant la forme d'un parallélépipède de 2 m de hauteur et de 4 m de largeur et de profondeur pour délimiter la géométrie de la simulation.

La source de xénon-133 est confinée dans les poumons du fantôme pour modéliser une exposition pulmonaire. Deux simulations sont effectuées en confinant la source de xénon-133 dans le poumon gauche, puis dans le poumon droit.

Les désintégrations se produisent de façon homogène dans les poumons. L'ensemble des particules émises par les désintégrations de xénon-133 sont prises en compte dans la simulation.

La figure 4.1 illustre les deux types de simulations effectuées en générant séparément les désintégrations de xénon-133 dans chacun des deux poumons.

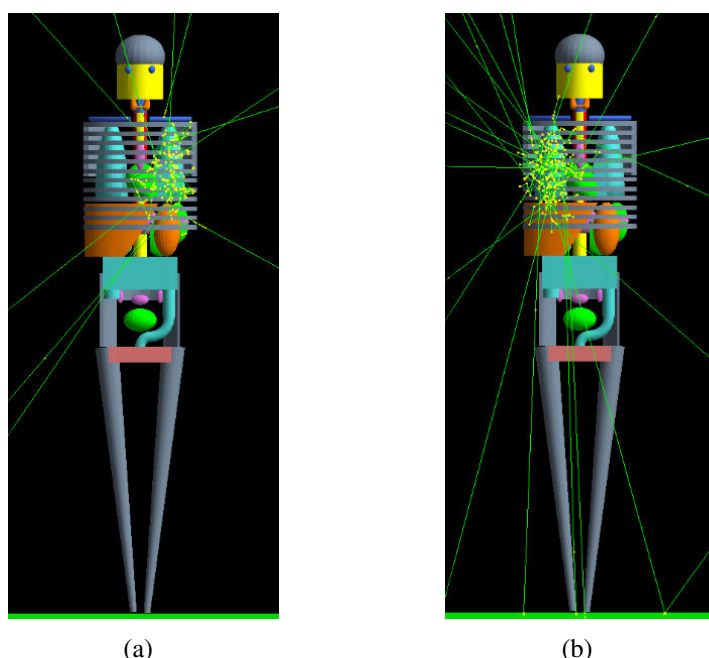


FIG. 4.1 – Simulation des désintégrations de xénon-133 dans les poumons du fantôme MIRD : (a) désintégrations dans le poumon gauche, (b) désintégrations dans le poumon droit.

#### 4.2.1.2 Activité cumulée de xénon-133 inhalée dans les poumons

Pour quantifier correctement les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme, il est nécessaire de connaître l'activité cumulée dans les poumons. Nous allons déterminer l'activité cumulée de xénon-133 dans les poumons pour une heure d'exposition. Pour cela, il nous suffit de connaître l'activité volumique dans les poumons et leur volume moyen.

#### Activité volumique



Nous supposons que l'activité volumique du xénon-133 inhalé est égale à  $1 \text{ kBq.L}^{-1}$  (soit  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ) et que l'activité volumique du gaz inhalé ne change pas lorsqu'il est dans les poumons.

### Volume moyen des poumons contenant du xénon-133

Avec des données disponibles dans l'ICRP, nous allons maintenant déterminer le volume moyen des poumons qui peut contenir le xénon-133.

La figure 4.2 illustre la capacité volumique des poumons au cours de plusieurs cycles respiratoires.

Nous remarquons que le volume des poumons change au cours d'un cycle respiratoire. Le volume des poumons est constitué d'un volume résiduel fonctionnel  $FRC$  qui est fixe, ainsi que d'un volume courant  $V_T$  qui varie suivant les activités effectuées.

Le tableau 4.6 présente les caractéristiques du volume  $V_T$  pour un homme et une femme de référence et pour différents niveaux d'intensités d'activités physiques. Les valeurs des volumes  $FRC$  des poumons pour un homme et une femme sont montrées dans le tableau 4.7 [49].

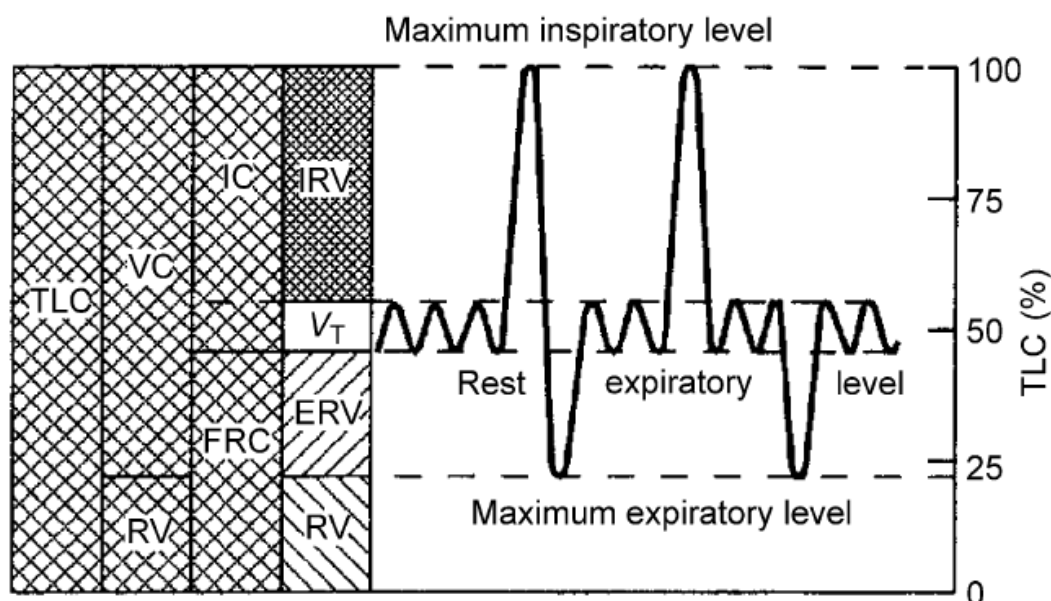


FIG. 4.2 – Volumes des poumons au cours d'un cycle respiratoire [49]. TLC : Capacité pulmonaire totale, VC : Capacité vitale, RV : Volume résiduel, IC : Capacité inspiratoire, FRC : Capacité résiduelle fonctionnelle, IRV : Volume inspiratoire disponible,  $V_T$  : Volume courant, ERV : Volume expiratoire disponible.

Nous allons définir le volume moyen  $V_m$  des poumons avec l'équation 4.3. Ce volume moyen est constitué d'un volume fixe ( $FRC$ ) et d'une partie variable qui correspond à la moitié du volume courant ( $V_T$ ) pour prendre en compte les variations de ce volume engendrées par les cycles respiratoires.

$$V_m = FRC + \frac{V_T}{2} \quad (4.3)$$

Activité	Volume $V_T$ (L)	
	Homme	Femme
Repos	0.63	0.44
Assise	0.75	0.46
Légère	1.3	0.99
Intense	1.9	1.4

TAB. 4.6 – Volume courant des poumons pour un adulte et pour différentes activités physiques [49].

Volume FRC (L)	
Homme	Femme
3.3	2.7

TAB. 4.7 – Volume fonctionnel résiduel des poumons pour un adulte [49].

Par ailleurs, le fantôme MIRD, que nous avons modélisé, est un fantôme hermaphrodite. C'est-à-dire que nous allons faire une moyenne des volumes moyens  $V_m$  pour un homme et pour une femme. Les valeurs sont présentées dans le tableau 4.8.

Activité	Volume moyen $V_m$ (L)
Repos	3.3
Assise	3.3
Légère	3.6
Intense	3.8

TAB. 4.8 – Volumes moyens des poumons pour un individu hermaphrodite et pour différents niveaux d'activités physiques.

Nous constatons que les valeurs moyennes des volumes  $V_m$  sont comprises entre 3.3 L et 3.8 L pour les quatre types d'activités physiques. Cependant, les poumons du fantôme MIRD ont un volume total de 3.372 L qui est inférieur au volume moyen  $V_m$  calculé pour un niveau d'activité intense. Par conséquent, nous allons considérer que l'intégralité du volume des poumons du fantôme MIRD contient du xénon-133.

### Activité cumulée de xénon-133 dans les poumons

Deux simulations ont été effectuées avec des désintégrations de xénon-133 générées séparément dans le poumon gauche et dans le poumon droit. Nous considérons qu'une personne inhale du xénon-133 d'activité volumique égale à  $1 \text{ kBq.L}^{-1}$  pour un temps d'exposition d'une heure.

Avec l'équation 4.4, nous calculons l'activité cumulée  $A_{cumul}$  (exprimée en nombre de désintégrations) dans un des deux poumons de volume  $V$  pendant la durée d'exposition  $T$  d'une heure. Le produit de cette équation est utilisé par la suite pour calculer le débit de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD.

$$A_{cumul} = \int_0^{T=1h} A_{air} \cdot V \cdot dt = 3600 \cdot A_{air} \cdot V \quad (4.4)$$

#### 4.2.1.3 Débit de dose équivalente

Comme pour l'exposition externe, chaque volume du fantôme est caractérisé par un numéro. Pour chaque désintégration de xénon-133, deux valeurs sont sauvegardées :

- le numéro du volume dans lequel le dépôt d'énergie a eu lieu,
- l'énergie déposée dans le volume.

Un programme traite les données des simulations pour obtenir une énergie déposée moyenne (en keV.désintégration<sup>-1</sup>) et une incertitude (en keV.désintégration<sup>-1</sup>) pour chaque volume du fantôme.

Les débits de dose équivalente dans les organes ont été calculés en supposant que la source de xénon-133 occupe entièrement le volume des poumons du fantôme MIRD et que l'activité volumique en xénon-133 de l'air contenu dans les poumons est d'1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Rappelons que dans ce calcul, la source de xénon-133 est uniquement contenue dans les poumons et que la biocinétique dans le corps humain n'est pas prise en compte.

Pour un organe du fantôme (poumons, reins, moelle osseuse, reste, ...), la valeur moyenne du débit de dose équivalente  $\dot{H}_j$  et l'incertitude associée  $u(\dot{H}_j)$  sont données par les équations 4.5 et 4.6.

$$\dot{H}_j = 3600 \cdot W_R \cdot C_{keV2J} \cdot A_{air} \cdot \left( \frac{1}{\sum_{i=1}^{N_o} m_i} \right) \cdot \left( V_1 \cdot \sum_{i=1}^{N_o} e_{1i} + V_2 \cdot \sum_{i=1}^{N_o} e_{2i} \right) \quad (4.5)$$

$$u(\dot{H}_j) = 3600 \cdot W_R \cdot C_{keV2J} \cdot A_{air} \cdot \left( \frac{1}{\sum_{i=1}^{N_o} m_i} \right) \cdot \sqrt{V_1^2 \cdot \sum_{i=1}^{N_o} [u(e_{1i})]^2 + V_2^2 \cdot \sum_{i=1}^{N_o} [u(e_{2i})]^2} \quad (4.6)$$

Les variables sont :

- $\dot{H}_j$  : Débit de dose équivalente dans l'organe n° j (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{H}_j)$  : Incertitude sur le débit de dose équivalente dans l'organe n° j (en Sv.h<sup>-1</sup>).
- $W_R$  : Facteur de pondération pour tenir compte de la dangerosité des rayonnements ionisants.
- $C_{keV2J}$  : Constante permettant de convertir des keV en J.
- $A_{air}$  : Activité volumique constante de l'air circulant dans les poumons et égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.
- $V_1, V_2$  : Volume du poumon gauche et du poumon droit (en L).

- $e_{1i}, e_{2i}$  : Energie moyenne déposée dans le volume n° i lorsque la source est confinée dans le poumon gauche et dans le poumon droit (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $u(e_{1i}), u(e_{2i})$  : Incertitude sur l'énergie moyenne déposée dans le volume n°i lorsque la source est confinée dans le poumon gauche et dans le poumon droit (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $m_i$  : Masse du volume n° i (en kg)
- $N_o$  : Nombre de volume(s) constituant l'organe n° j.

#### 4.2.1.4 Débit de dose efficace

Le débit de dose efficace est obtenu en utilisant les débits de dose équivalente des organes et les facteurs de pondération des tissus définis dans la publication 60 de l'ICRP. Les équations 4.7 et 4.8 permettent d'obtenir le débit de dose efficace et son incertitude.

$$\dot{E} = \sum_{i=1}^{N_{organes}} W_{Ti} \cdot \dot{H}_i \quad (4.7)$$

$$u(\dot{E}) = \sqrt{\sum_{i=1}^{N_{organes}} W_{Ti}^2 \cdot [u(\dot{H}_i)]^2} \quad (4.8)$$

Les variables sont :

- $\dot{E}$  : Débit de dose efficace (Sv.h<sup>-1</sup>)
- $u(\dot{E})$  : Incertitude sur le débit de dose efficace (Sv.h<sup>-1</sup>)
- $W_T$  : Facteur de pondération pour les tissus.
- $N_{organes}$  : Nombre d'organes pris en compte pour calculer le débit de dose efficace.

#### 4.2.2 Résultats

Nous avons obtenu les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme et le débit de dose efficace lorsque la source de xénon-133 est confinée dans les poumons. Avec la méthode employée et les hypothèses considérées, nous avons trouvé que :

- le débit de dose équivalente aux poumons est égal à  $2.66 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup>,
- le débit de dose efficace est égal à  $3.25 \times 10^{-8} \pm 0.01 \times 10^{-8}$  Sv.h<sup>-1</sup>.

Le tableau 4.9 présente les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme qui sont utilisés pour calculer le débit de dose efficace.

Tout d'abord, nous remarquons que le débit de dose équivalente dans les poumons est plus de 100 fois supérieur aux débits de dose équivalente dans les autres organes du fantôme MIRD présentés dans le tableau 4.9.

La source de xénon-133, localisée dans les poumons, émet des particules  $\beta^-$  d'énergie moyenne de 100 keV et d'énergie maximale égale à 346.4 keV et des photons.

Organes	Débits de dose équivalente (Sv.h <sup>-1</sup> )
Moelle rouge	$1.34 \times 10^{-9} \pm 0.01 \times 10^{-9}$
Tissus restants	$5.58 \times 10^{-10} \pm 0.01 \times 10^{-10}$
Thyroïde	$3.37 \times 10^{-10} \pm 0.08 \times 10^{-10}$
Foie	$1.04 \times 10^{-9} \pm 0.01 \times 10^{-9}$
Poumons	$2.66 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7}$
Seins	$1.15 \times 10^{-9} \pm 0.01 \times 10^{-9}$
Côlon	$3.17 \times 10^{-11} \pm 0.06 \times 10^{-11}$
Vessie	$2.82 \times 10^{-12} \pm 0.45 \times 10^{-12}$
Estomac	$5.52 \times 10^{-10} \pm 0.04 \times 10^{-12}$
Oesophage	$1.90 \times 10^{-9} \pm 0.02 \times 10^{-9}$
Gonades	$1.93 \times 10^{-12} \pm 0.34 \times 10^{-12}$
Débit de dose efficace (Sv.h <sup>-1</sup> )	
$3.25 \times 10^{-8} \pm 0.01 \times 10^{-8}$	

TAB. 4.9 – Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD lorsque le xénon-133 est localisé dans les poumons avec une activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Le tableau 4.10 présente des données NIST sur le parcours projeté des électrons de 100 keV et de 350 keV dans les tissus pulmonaires. Leur parcours respectif dans les tissus pulmonaires est de 0.49 mm et de 3.6 mm. Les particules  $\beta^-$  émises par les désintégrations de xénon-133 sont donc arrêtées dès les premiers millimètres parcourus dans les tissus pulmonaires. Par conséquent, ces particules déposent toute leur énergie dans les poumons et éventuellement dans les tissus des organes adjacents aux poumons si les désintégrations de xénon-133 se produisent près de la surface du volume des poumons.

Les organes plus éloignés des poumons ne sont pas exposés aux particules  $\beta^-$  émises par les désintégrations de xénon-133.

Les photons émis par les désintégrations de xénon-133 peuvent interagir et déposer de l'énergie dans les poumons au moment de leur création dans les tissus pulmonaires. Les photons émis par la source déposent peu d'énergie dans les organes éloignés des poumons, puisque d'une part l'efficacité géométrique entre le point d'émission du photon dans les poumons vers l'organe est d'autant plus faible que l'organe est distant, et d'autre part l'atténuation des photons dans les tissus est d'autant plus importante que la distance parcourue par les photons dans les tissus est grande. Ce dernier effet est accentué par le fait que les énergies des photons émis par la source de xénon-133 sont de basse énergie (Cf annexe A, page 151).

Nous constatons que plus de 98 % du débit de dose efficace généré par le xénon-133 provient de l'exposition des poumons, puisque ce sont les organes qui contiennent la source.

Energie (keV)	Parcours projeté (m)
100	$4.89 \times 10^{-4}$
350	$3.62 \times 10^{-3}$

TAB. 4.10 – Parcours projeté des électrons de 100 keV et de 350 keV dans les poumons - Utilisation de la base de données NIST ESTAR [71].

### 4.2.3 Comparaisons avec la bibliographie

Dans la partie 4.1.5.2 (page 108), nous avons présenté les doses équivalentes données par des publications sur l'exposition des poumons suite à l'inhalation de xénon-133.

Le tableau 4.4 (page 109) montre que les débits de dose équivalente aux poumons normalisés par une activité volumique de xénon-133 d'1 kBq.L<sup>-1</sup> sont compris entre  $1 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> et  $6 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> pour des activités volumiques égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Avec notre étude utilisant des simulations GEANT4, nous avons trouvé un débit de dose équivalente dans les poumons de  $2.66 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> avec une activité volumique de xénon-133 d'1 kBq.L<sup>-1</sup> dans les poumons de 3.372 L du fantôme MIRD.

Les débits de dose équivalente aux poumons donnés par Soldat et al [75] et par Russell et Galpin [93] valent respectivement  $4.05 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> et de  $5.95 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup>. Ils sont calculées en supposant que les poumons ont des volumes de 4.0 L et de 5.6 L avec une activité volumique d'1 kBq.L<sup>-1</sup> constante, et avec le facteur de conversion entre l'activité cumulée et la dose absorbée de l'ICRP [96].

Les deux grandeurs dosimétriques sont légèrement supérieures à la valeur que nous avons obtenue, car les deux études publiées considèrent respectivement des volumes de poumons de 4.0 L et de 5.6 L avec une activité volumique d'1 kBq.L<sup>-1</sup>. L'activité cumulée est donc plus élevée que celle prise en compte dans notre étude. En exprimant les débits de dose équivalente avec un volume pulmonaire de 3.372 L comme dans notre modèle, nous obtenons des débits de dose équivalente dans les poumons de  $3.43 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> et de  $3.58 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> pour la publication de Soldat et al et pour la publication de Russell et Galpin.

Donc le débit de dose équivalente aux poumons obtenu avec notre méthode est compatible avec les études de Soldat et al [75] et par Russell et Galpin [93].

Par ailleurs les publications de Goddard et Ackery [74], de Watson et Cloutier [72] utilisent une activité mesurée, une estimation du volume pulmonaire et un facteur de conversion entre l'activité cumulée et une dose absorbée.

Notre débit de dose équivalente aux poumons est compatible avec les valeurs des études de Goddard et Ackery [74], de Watson et Cloutier [72].

De plus, avec le facteur S donné par Snyder et al [92], il est possible de calculer la dose équivalente dans les poumons du fantôme MIRD lorsque ces derniers sont entièrement remplis de xénon-133 d'activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>. Nous obtenons un débit de dose équivalente aux poumons de  $2.73 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> qui est en parfait accord avec le débit de dose équivalente de

$2.66 \times 10^{-7} \text{ Sv.h}^{-1}$  que nous avons obtenu dans les poumons.

Par conséquent, le débit de dose équivalente dans les poumons, calculé avec notre méthode utilisant des simulations GEANT4 et le fantôme MIRD, est compatible avec les études publiées sur l'exposition des poumons dans le cas d'une inhalation de xénon-133.

Nous allons maintenant comparer le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente aux poumons pour une exposition externe au xénon-133 dans un bâtiment réacteur et pour une exposition interne lorsque ce gaz se trouve dans les poumons.

Au chapitre 3, nous avons trouvé un débit de dose efficace et un débit de dose équivalente aux poumons égaux à  $1.21 \times 10^{-6} \pm 0.01 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  et  $8.97 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-6}$  dans un bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW de puissance).

Le tableau 4.11 présente les débits de dose équivalente dans les poumons et les débits de dose efficace pour une exposition externe dans un bâtiment réacteur et pour l'exposition interne due au xénon-133 contenu dans les poumons.

Grandeurs dosimétriques	Exposition externe	Exposition interne	$\frac{\text{Exposition externe}}{\text{Exposition interne}}$
Débit de dose efficace ( $\text{mSv.h}^{-1}$ )	$1.21 \times 10^{-6} \pm 0.01 \times 10^{-6}$	$3.25 \times 10^{-8} \pm 0.01 \times 10^{-8}$	37
Débit de dose équivalente aux poumons ( $\text{mSv.h}^{-1}$ )	$8.97 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-6}$	$2.66 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7}$	3

TAB. 4.11 – Débits de dose équivalente aux poumons et débits de dose efficace pour une exposition externe dans un bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW de puissance) et pour une exposition par le xénon-133 contenu dans les poumons (pour une activité volumique de xénon-133 égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ ).

Nous remarquons que le débit de dose efficace pour l'exposition externe est plus de 37 fois supérieur au débit de dose efficace engendré par le xénon-133 contenu dans les poumons.

Par ailleurs, nous constatons que le débit de dose équivalente aux poumons pour l'exposition externe est seulement 3 fois supérieur au débit de dose équivalente aux poumons lorsqu'ils contiennent du xénon-133.

Le tableau met en évidence que le débit de dose efficace est en grande partie dû à l'exposition externe et que l'exposition interne par le xénon-133 contenu dans les poumons ne constitue qu'une partie minoritaire.

Nous nous attendions à obtenir des écarts beaucoup plus importants compte tenu des considérations de l'ICRP exprimée avec l'équation 4.1 dans la partie 4.1.2 (page 102). En effet l'ICRP a introduit un facteur 130 entre un équivalent de dose aux tissus pour une exposition externe et un équivalent de dose pour une exposition des tissus pulmonaires lorsque du xénon-133 est contenu dans ces derniers.

Au final, nous constatons que la dose équivalente aux poumons par le xénon-133 qu'ils contiennent n'est pas négligeable devant leur débit de dose équivalente pour une exposition externe dans un



bâtiment réacteur. Cela met en partie en avant la sensibilité relative des poumons à la présence de xénon-133 dans le bilan global de l'exposition.

Nous avons obtenu un débit de dose équivalente aux poumons en accord avec la bibliographie pour l'exposition due au xénon-133 contenu dans les poumons. En revanche les résultats que nous obtenons pour l'exposition des poumons ne sont pas en accord avec le facteur 130 considéré par l'ICRP. En effet, le ratio du débit de dose équivalente aux poumons pour l'exposition externe par le débit de dose équivalente aux poumons pour une source de xénon-133 dans les poumons est égal à 3, ce qui est très nettement inférieur au facteur 130 donné par l'ICRP. Cet écart s'explique par les hypothèses considérées par l'ICRP pour obtenir le facteur 130. Les quelques détails fournis par l'ICRP dans la publication 30 ne permettent pas d'expliquer une telle différence.

#### 4.2.4 Conclusion

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'exposition d'une personne par le xénon-133 contenu dans ses poumons.

Des simulations GEANT4 ont été faites en générant la source de xénon-133 dans les poumons du fantôme MIRD. Les débits de dose sont obtenus avec un calcul qui utilise les résultats des simulations GEANT4 et des données de l'ICRP sur le volume moyen des poumons d'un individu. Nous avons considéré que les poumons du fantôme MIRD sont remplis de xénon-133 avec une activité volumique égale à  $1 \text{ kBq.L}^{-1}$ . Nous avons obtenu les débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD ainsi que le débit de dose efficace.

Nous avons mis en évidence que les poumons sont les principaux organes exposés à cause des particules  $\beta^-$  émises par les désintégrations de xénon-133. Le débit de dose équivalente dans les poumons est égal à  $2.66 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Ce résultat est en accord avec les publications qui ont été faites sur l'exposition des poumons et qui ont été présentées dans la partie 4.1.

Ce débit de dose équivalente est seulement 3 fois inférieur au débit de dose équivalente dans les poumons pour une exposition externe dans un bâtiment réacteur du palier P4 (1300 MW). L'exposition des poumons par le xénon-133 qu'ils contiennent n'est donc pas négligeable.

Nous avons évalué le débit de dose efficace engendré par le xénon-133 contenu dans les poumons du fantôme MIRD à  $3.25 \times 10^{-8} \pm 0.01 \times 10^{-8} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Cette grandeur dosimétrique est directement impactée par le débit de dose équivalente aux poumons.

Nous avons montré que le débit de dose efficace dû à l'irradiation du xénon-133 des poumons est 37 fois inférieur au débit de dose efficace pour une exposition externe à l'intérieur du bâtiment réacteur du palier P4.



## 4.3 Exposition par le xénon-133 contenu dans les voies respiratoires

La recherche bibliographique effectuée dans la partie 4.1.5.3 (page 109) a montré que la trachée est particulièrement exposée au xénon-133 inhalé. Les études publiées ont obtenu des débits de dose absorbée pour des tissus situés à différentes profondeurs. Les valeurs de ces débits de dose absorbée sont compris entre  $1.65 \times 10^{-7}$  et  $3.24 \times 10^{-6}$  Gy.h<sup>-1</sup> pour une activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Dans la partie 4.2, nous avons étudié l'exposition due au xénon-133 se trouvant dans les poumons du fantôme MIRD. Ces derniers contiennent l'ensemble des voies respiratoires, telles que les bronches, les bronchioles et les alvéoles (Cf. partie 2.3.5.2, page 44). L'étude de l'exposition des voies respiratoires contenues dans les poumons a été menée de façon globale. Dans les simulations effectuées avec le fantôme MIRD, les désintégrations de xénon-133 ont été générées dans les poumons sans prendre spécifiquement en compte la trachée située à l'extérieur des poumons. Cette dernière a été considérée comme appartenant aux tissus restants.

Dans cette partie 4.3, nous allons modéliser les voies respiratoires avec des données issues de l'ICRP. Des simulations GEANT4 sont effectuées pour simuler l'exposition des voies respiratoires au xénon-133 et pour étudier en détail la dose absorbée dans les tissus en fonction de leur profondeur.

Dans un premier temps, nous étudierons l'influence de la géométrie de la trachée sur le profil de dose absorbée dans les tissus.

Par la suite, nous évaluerons les contributions dosimétriques des photons et des particules  $\beta^-$  émises par la source de xénon-133 lorsqu'elles sont générées dans la trachée.

Puis, nous allons étudier les profils de dose absorbée dans les différentes régions des voies respiratoires pour connaître l'influence du rayon intérieur du conduit d'air de ces dernières sur la dose absorbée dans les tissus. Nous quantifierons ensuite la dose absorbée dans les tissus radiosensibles des voies respiratoires.

Enfin, nous comparerons les débits de dose absorbée dans la trachée obtenus par notre méthode avec les débits de dose absorbée de la bibliographie présentés dans la partie 4.1.5.3. Pour cela, nous allons considérer les mêmes profondeurs de tissus que celles prises en compte dans ces études publiées.

### 4.3.1 Caractéristiques des voies respiratoires

#### Géométrie

Dans la partie 2.3.5.2 (page 44), nous avons présenté l'aspect général des voies respiratoires avec leurs régions : les bronches, les bronchioles, et les alvéoles. La publication 66 de l'ICRP propose de modéliser les étages des voies respiratoires par des tubes de longueurs et de diamètres différents et avec une certaine orientation par rapport à l'étage précédent [58].

Le tableau 4.12 présente les caractéristiques géométriques (longueur, diamètre) des étages des voies respiratoires dans les régions des bronches, des bronchioles, et des alvéoles interstitielles.

Régions	Etages	Diamètre (m)	Longueur (m)
Bronches	0	$1.65 \times 10^{-2}$	$9.1 \times 10^{-2}$
	1	$1.20 \times 10^{-2}$	$3.8 \times 10^{-2}$
	2	$0.85 \times 10^{-2}$	$1.5 \times 10^{-2}$
	3	$0.61 \times 10^{-2}$	$0.83 \times 10^{-2}$
	4	$0.44 \times 10^{-2}$	$0.90 \times 10^{-2}$
	5	$0.36 \times 10^{-2}$	$0.81 \times 10^{-2}$
	6	$0.29 \times 10^{-2}$	$0.66 \times 10^{-2}$
	7	$0.24 \times 10^{-2}$	$0.60 \times 10^{-2}$
	8	$0.20 \times 10^{-2}$	$0.53 \times 10^{-2}$
Bronchioles	9	$0.1651 \times 10^{-2}$	$0.4367 \times 10^{-2}$
	10	$0.1348 \times 10^{-2}$	$0.3620 \times 10^{-2}$
	11	$0.1092 \times 10^{-2}$	$0.3009 \times 10^{-2}$
	12	$0.0882 \times 10^{-2}$	$0.2500 \times 10^{-2}$
	13	$0.0720 \times 10^{-2}$	$0.2069 \times 10^{-2}$
	14	$0.0603 \times 10^{-2}$	$0.1700 \times 10^{-2}$
	15	$0.0533 \times 10^{-2}$	$0.1380 \times 10^{-2}$
Alvéoles interstitielles	16	$0.051 \times 10^{-2}$	$0.11 \times 10^{-2}$
	17	$0.046 \times 10^{-2}$	$0.092 \times 10^{-2}$
	18	$0.041 \times 10^{-2}$	$0.076 \times 10^{-2}$
	19	$0.038 \times 10^{-2}$	$0.063 \times 10^{-2}$
	20	$0.035 \times 10^{-2}$	$0.052 \times 10^{-2}$
	21	$0.033 \times 10^{-2}$	$0.043 \times 10^{-2}$
	22	$0.031 \times 10^{-2}$	$0.036 \times 10^{-2}$
	23	$0.030 \times 10^{-2}$	$0.030 \times 10^{-2}$
	24	$0.039 \times 10^{-2}$	$0.021 \times 10^{-2}$
	25	$0.028 \times 10^{-2}$	$0.021 \times 10^{-2}$
	26	$0.028 \times 10^{-2}$	$0.017 \times 10^{-2}$

TAB. 4.12 – Dimensions des étages des voies respiratoires d'un adulte [58].

### Cellules radiosensibles

La structure des tissus des voies respiratoires dépend de la région considérée. En effet, les cellules radiosensibles des tissus des voies respiratoires se trouvent à différentes profondeurs suivant les régions.

Le tableau 4.13 présente les régions des voies respiratoires avec les numéros des étages, le type de cellules radiosensibles et leur profondeur dans les tissus des voies respiratoires.

Ainsi pour la région des bronches, les cellules radiosensibles se situent entre 10  $\mu\text{m}$  et 40  $\mu\text{m}$  pour les cellules sécrétrices, et entre 35  $\mu\text{m}$  et 50  $\mu\text{m}$  pour les cellules basales. Dans la

région des bronchioles, les cellules radiosensibles sont les cellules sécrétrices localisées entre 4 et 12  $\mu\text{m}$  de profondeur. Pour les alvéoles, les cellules radiosensibles sont positionnées en surface. Nous supposons qu'elles se trouvent entre 0  $\mu\text{m}$  et 1  $\mu\text{m}$  de profondeur.

Régions	Etages (n°)	Cellules	Profondeur ( $\mu\text{m}$ )
Bronches	0-8	Sécrétrices	10-40
Bronches	0-8	Basales	35-50
Bronchioles	9-15	Sécrétrices	4-12
Alvéoles interstitielles	16-26	-	-

TAB. 4.13 – Profondeur des cellules radiosensibles des voies respiratoires [58].

### Dose équivalente dans les voies respiratoires thoraciques

L'ICRP a introduit des fractions de facteur de pondération tissulaire ( $A$ ) spécifiquement pour les régions des voies respiratoires. Ils sont présentés dans le tableau 4.14. Ces facteurs  $A$ , ainsi que les doses équivalentes dans les tissus des bronches  $H_{BB}$ , des bronchioles  $H_{bb}$ , des alvéoles  $H_{AI}$  et les tissus lymphatiques  $H_{LNTH}$  sont utilisés pour calculer la dose équivalente dans les voies respiratoires de la région thoracique avec l'équation 4.9.

$$H_{TH} = H_{BB} \cdot A_{BB} + H_{bb} \cdot A_{bb} + H_{AI} \cdot A_{AI} + H_{LNTH} \cdot A_{LNTH} \quad (4.9)$$

Tissus	Fraction de facteur de pondération tissulaire
Bronches	0.333
Bronchioles	0.333
Alvéoles interstitielles	0.333
Lymphatiques	0.001

TAB. 4.14 – Fractions de facteur de pondération tissulaire pour les voies respiratoires dans la région thoracique [58].

## 4.3.2 Méthode

### 4.3.2.1 Modélisation des voies respiratoires

#### Source de xénon-133

Nous allons étudier la dose absorbée dans les tissus des voies respiratoires lorsque ces dernières contiennent du xénon-133 mélangé à de l'air.

Dans le modèle développé, nous supposons que :

- l'activité volumique est constante et égale à 1  $\text{kBq.L}^{-1}$ , c'est-à-dire que les cycles respiratoires ne sont pas pris en compte.
- la diffusion des gaz n'est pas considérée dans l'air ni dans les tissus mous.

### Géométrie de la modélisation

Dans la partie 2.3.5.3 (page 45), nous avons présenté la géométrie d'un étage des voies respiratoires.

Nous rappelons qu'un étage est caractérisé par un tube d'un certain rayon intérieur  $R_{int}$  donné par l'ICRP (Cf. tableau 4.12) et d'un certain rayon extérieur  $R_{ext}$ . Ce tube est constitué de tissus mous identiques à ceux utilisés dans le fantôme MIRD. Leur masse volumique est égale à  $1.04 \text{ g.cm}^{-3}$ .

Un cylindre de rayon  $R_{int}$  est constitué d'air. Ce volume cylindrique représente le conduit dans lequel l'air inhalé transite.

Nous modélisons un étage des voies respiratoires avec une longueur suffisamment grande devant le rayon intérieur afin d'éviter que les particules émises par les désintégrations de xénon-133 ne sortent de l'étage des voies respiratoires sans interagir avec les tissus. Ainsi, nous avons décidé de fixer une longueur de 40 cm pour chacun des étages des voies respiratoires. Nous discuterons du choix de cette dimension dans la partie 4.3.3.1.

Le volume cylindrique des tissus des voies respiratoires est divisé en cylindres concentriques d' $1 \text{ }\mu\text{m}$  d'épaisseur et de 40 cm de longueur. Ces volumes sont utilisés pour obtenir l'énergie déposée dans les tissus en fonction de leur profondeur.

#### 4.3.2.2 Calcul des débits de dose absorbée

Nous étudions l'énergie déposée dans chacun des cylindres concentriques d' $1 \text{ }\mu\text{m}$  d'épaisseur. Pour chaque désintégration de xénon-133, nous enregistrons deux grandeurs :

- le numéro du tube cylindrique d' $1 \text{ }\mu\text{m}$  d'épaisseur dans lequel le dépôt d'énergie s'est produit,
- la valeur de l'énergie déposée.

Chaque cylindre concentrique d' $1 \text{ }\mu\text{m}$  d'épaisseur est caractérisé une masse  $m_i$  exprimée en kg, par une énergie moyenne déposée  $e_i$  et une incertitude  $u(e_i)$  exprimées en keV.désintégration<sup>-1</sup>. Le débit de dose absorbée et son incertitude dans le volume n° i sont calculées avec les équations 4.10 et 4.11. Ce débit de dose absorbée est normalisé pour une activité volumique égale à  $1 \text{ kBq.L}^{-1}$ . Ces équations sont utilisées pour obtenir la dose absorbée dans chacun des cylindres concentriques afin de connaître le profil de dose absorbée dans les tissus des voies respiratoires.

$$\dot{D}_i = 3600 \cdot C_{keV2J} \cdot A_{air} \cdot V_{air} \cdot \frac{e_i}{m_i} \quad (4.10)$$

$$u(\dot{D}_i) = 3600 \cdot C_{keV2J} \cdot A_{air} \cdot V_{air} \cdot \frac{u(e_i)}{m_i} \quad (4.11)$$

Les variables utilisées dans ces équations sont :

- $\dot{D}_i$  : Débit de dose absorbée dans le volume n° i (en Gy.h<sup>-1</sup>).
- $u(\dot{D}_i)$  : Incertitude sur le débit de dose absorbée dans le volume n° i (en Gy.h<sup>-1</sup>).
- $C_{keV2J}$  : Constante permettant de convertir des keV en J.

- $A_{air}$  : Activité volumique de la source de xénon-133 constante et égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.
- $V_{air}$  : Volume d'air contenu dans le tube (en L).
- $m_i$  : Masse du volume n°i (en kg).
- $e_i$  : Energie moyenne déposée dans le volume n°i (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).
- $u(e_i)$  : Incertitude sur l'énergie moyenne déposée dans le volume n°i (en keV.désintégration<sup>-1</sup>).

Par ailleurs, nous avons vu que les tissus radiosensibles des voies respiratoires sont situés à différentes profondeurs (Cf. tableau 4.13). Nous allons être amenés à calculer une moyenne des débits de dose absorbée dans ces tissus.

Les équations 4.12 et 4.13 permettent de calculer le débit de dose absorbée moyen et son incertitude dans les tissus situés entre deux cylindres concentriques  $C_1$  et  $C_2$ . Ces derniers définissent un volume cylindrique contenant la partie radiosensible des tissus mous.

$$\dot{D}_{moyen} = 3600 \cdot C_{keV2J} \cdot A_{air} \cdot V_{air} \cdot \frac{\sum_{i=C_1}^{C_2} e_i}{\sum_{i=C_1}^{C_2} m_i} \quad (4.12)$$

$$u(\dot{D}_{moyen}) = 3600 \cdot C_{keV2J} \cdot A_{air} \cdot V_{air} \cdot \frac{\sqrt{\sum_{i=C_1}^{C_2} [u(e_i)]^2}}{\sum_{i=C_1}^{C_2} m_i} \quad (4.13)$$

### 4.3.3 Résultats

#### 4.3.3.1 Influence de la longueur des voies respiratoires

Nous allons étudier l'influence de la longueur du premier étage (étage n° 0) des voies respiratoires sur le profil de dose dans les tissus.

La trachée, étage n° 0 des voies respiratoires, est modélisée par un tube de tissus mous contenant un cylindre d'air de 8.25 mm de rayon. Les désintégrations de xénon-133 sont générées dans plusieurs volumes de la trachée qui ont des longueurs de 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 30 cm et 40 cm.

La figure 4.3 illustre le profil de dose dans les tissus mous lorsque les désintégrations de xénon-133 se produisent dans l'air contenu dans les trachées de différentes longueurs.

Nous remarquons que la longueur de l'étage des voies respiratoires influe sur le profil de dose absorbée dans les tissus. En effet, le profil de dose absorbée est plus élevé dans le cylindre de 40 cm de long, alors qu'il est plus faible dans le cylindre de 5 cm de longueur.

Cette diminution s'explique par le fait que lorsque le rayon du cylindre est du même ordre de grandeur que la longueur de ce dernier, l'efficacité géométrique entre le point d'émission des particules et la surface cylindrique de l'étage devient plus faible. Ainsi certaines particules

### ABSORBED DOSE RATE IN THE TRACHEA

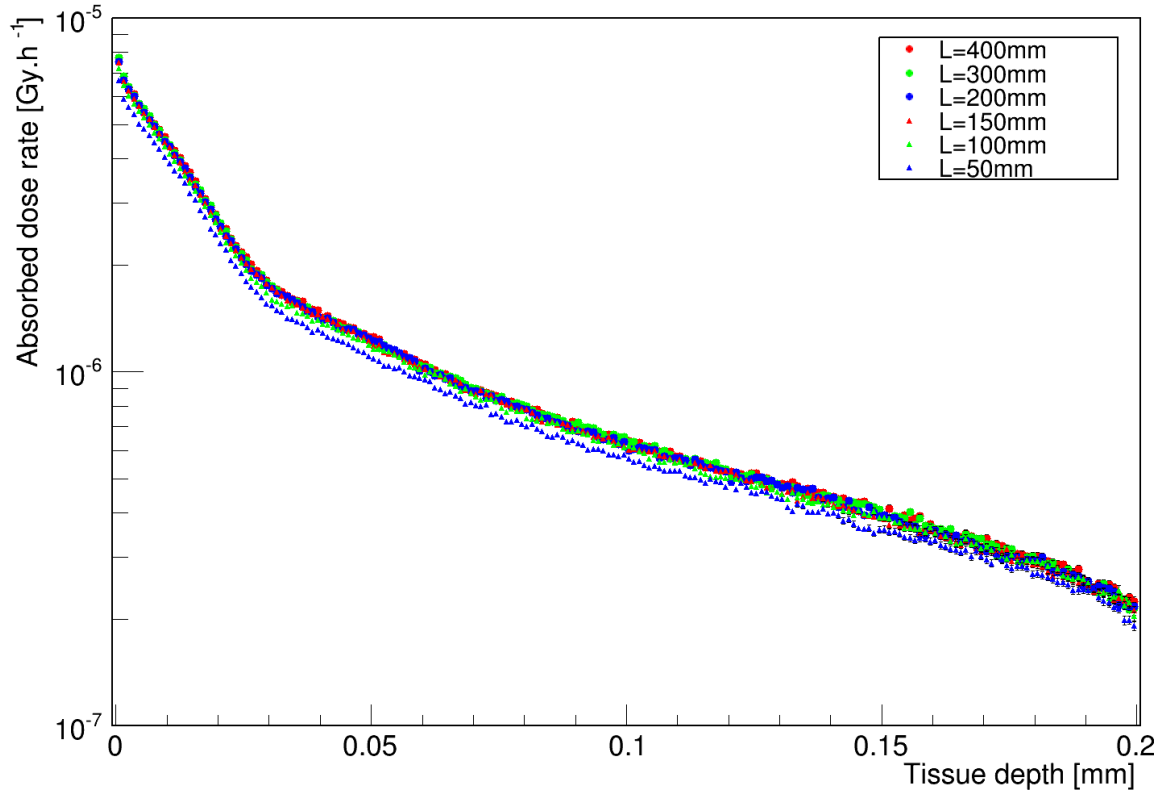


FIG. 4.3 – Profils de débit de dose absorbée dans les tissus mous pour différentes longueurs du premier étage des voies respiratoires.

émises par la source n'impactent pas les tissus de l'étage.

Nous constatons un écart de l'ordre de 10 % entre un étage de 5 cm de longueur et un étage de 40 cm de longueur. Cet écart se réduit à mesure que la longueur de l'étage augmente. Ainsi pour un étage de 30 cm et de 40 cm les différences entre les profils de dose ne sont pas significatives.

Nous allons retenir une longueur de 40 cm pour le premier étage, mais aussi pour les étages suivants des voies respiratoires. Une telle longueur est plus élevée que ce qui est préconisé par l'ICRP dans le tableau 4.12, néanmoins cela permet de maximiser l'exposition des tissus, ce qui est adapté dans une démarche de radioprotection.

#### 4.3.3.2 Contributions dosimétriques des photons et des électrons émis par les désintégrations de xénon-133

Nous avons étudié le débit de dose absorbée provenant des particules  $\beta^-$  et des photons émis par les désintégrations de xénon-133.

La figure 4.4 illustre les débits de dose absorbée dans les tissus de la trachée lorsqu'on considère soit la totalité des particules émises par la source de xénon-133, soit les photons, soit

les particules  $\beta^-$ .

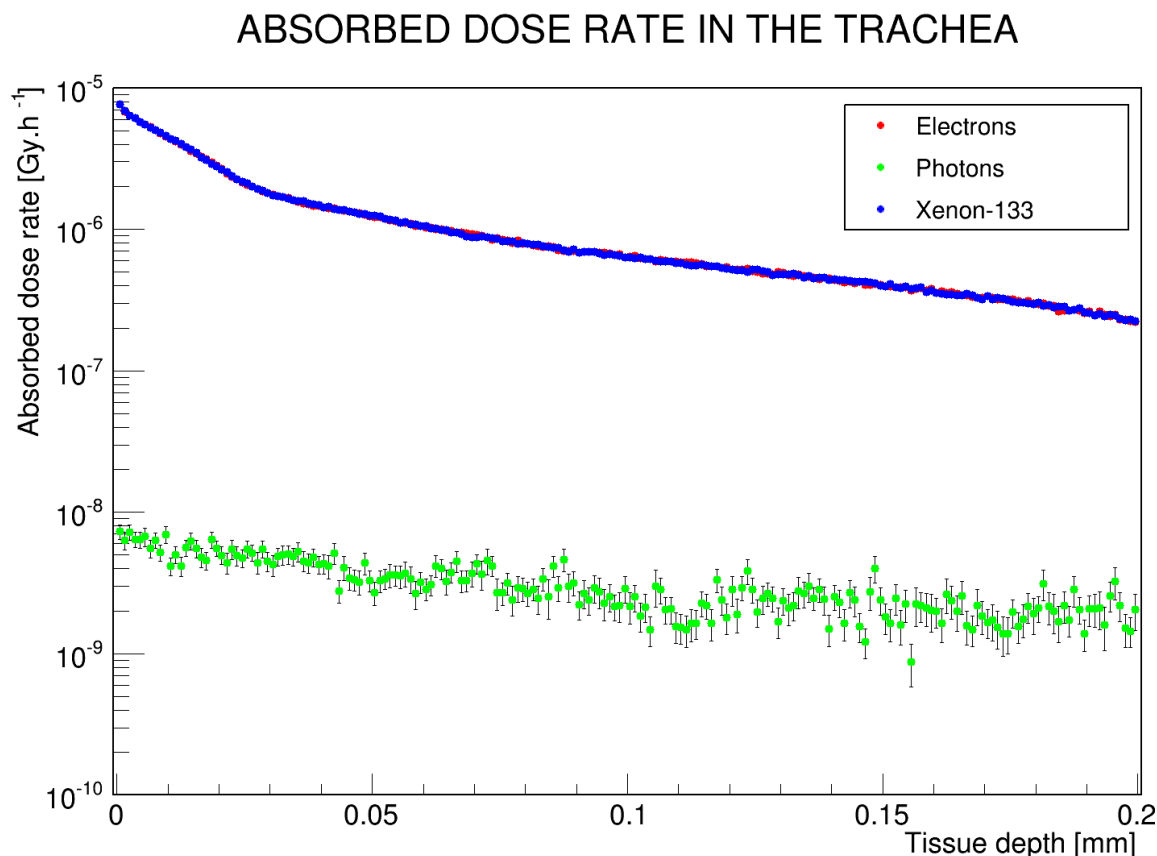


FIG. 4.4 – Profils de débit de dose absorbée dans la trachée pour les particules  $\beta^-$  et les photons émis par les désintégrations de xénon-133 dans l'air de la trachée.

Ce graphique montre que le débit de dose absorbée dans les tissus est maximal dans les premiers micromètres de tissus traversés par les particules générées par les désintégrations de xénon-133 et qu'il diminue lorsque la profondeur des tissus augmente.

Nous remarquons que le débit de dose absorbée provenant des électrons est nettement majoritaire devant le débit de dose provenant des photons dans une épaisseur de tissus mous de 200  $\mu\text{m}$ . Le débit de dose absorbée provenant des électrons diminue rapidement dans les premiers 200  $\mu\text{m}$  de tissu mou. Cette diminution s'explique par le parcours limité des électrons dans la matière. Ces derniers déposent leur énergie dans les tissus situés à des profondeurs inférieures à leur parcours ("range").

Les désintégrations de xénon-133 génèrent des particules  $\beta^-$  dont l'énergie maximale est de 346.4 keV. Le parcours projeté de ces particules dans les tissus mous est de l'ordre d'1 mm, ce qui permet d'expliquer que de l'énergie est encore déposée à plus de 200  $\mu\text{m}$ .

La figure 4.5 présente la contribution dosimétrique des particules  $\beta^-$  et des photons générés par la source de xénon-133. Cette contribution dosimétrique, exprimée en pourcentages, est

obtenue en faisant le rapport de la dose absorbée due aux photons ou aux particules  $\beta^-$  par la dose absorbée due à l'intégralité des particules générées par les désintégrations de xénon-133.

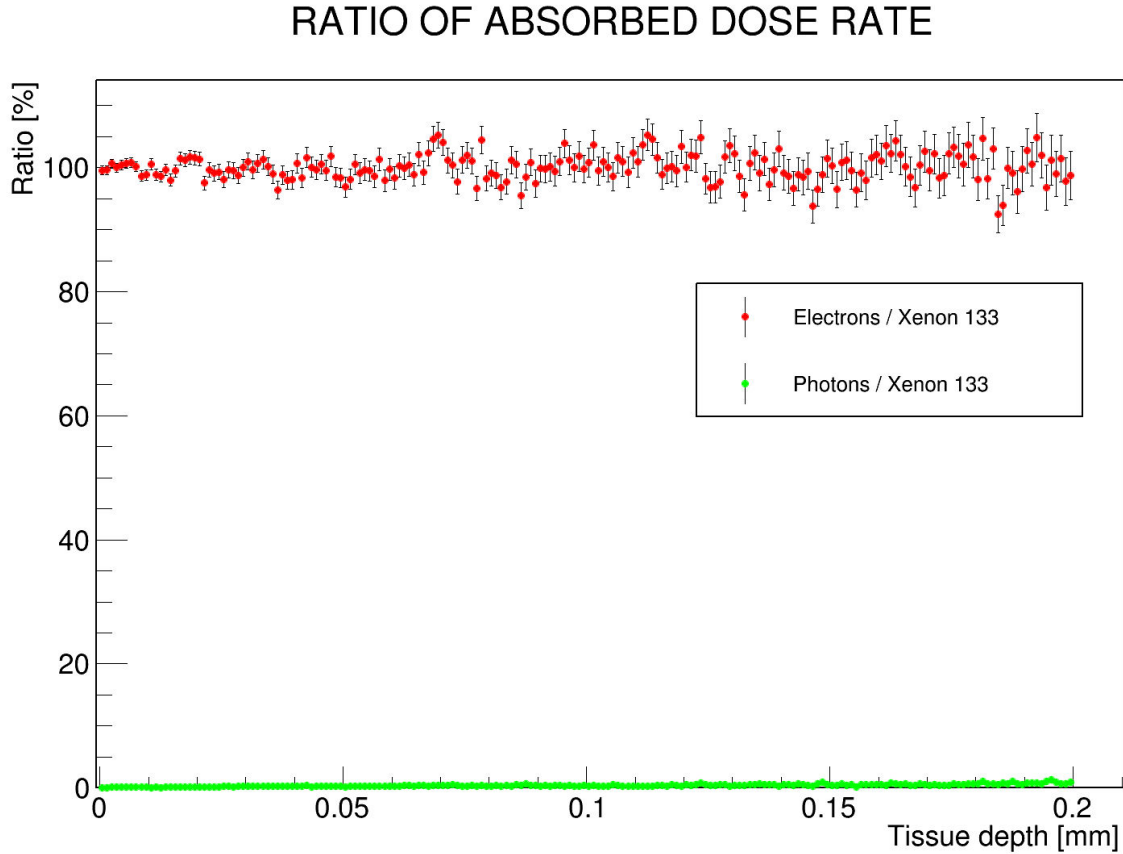


FIG. 4.5 – Contributions dosimétriques pour les particules  $\beta^-$  et les photons émis par les désintégrations de xénon-133 pour les tissus de la trachée.

Le graphique montre que la dose absorbée due aux particules  $\beta^-$  émises par la source représente presque la totalité de la dose absorbée provenant des désintégrations de xénon-133. Dans les premiers 200  $\mu\text{m}$  de tissu mou, la dose absorbée due aux photons émis par la source est négligeable devant la dose absorbée générée par les particules  $\beta^-$ . Nous pouvons remarquer que les barres d'erreur de la contribution dosimétrique due aux particules  $\beta^-$  augmentent pour des tissus de plus en plus profonds. En effet, ces particules déposent de moins en moins d'énergie, par conséquent la statistique diminue.

#### 4.3.3.3 Profils de dose dans les étages des voies respiratoires

Nous allons étudier les débits de dose absorbée dans les tissus des voies respiratoires de différents étages. Les désintégrations de xénon-133 sont générés dans l'air des étages des voies respiratoires. Ils sont modélisés par des tubes de 40 cm de longueur et de rayon intérieur définis dans le tableau 4.12.



La figure 4.6 illustre le débit de dose absorbée dans les tissus des étages des voies respiratoires. Nous avons représenté les débits de dose absorbée dans la trachée (étage n° 0), dans trois étages dans les bronches (étages n° 1, n° 2, n° 3), dans les trois premiers étages des bronchioles (étages n° 9, n° 10, n° 11), et dans les trois premiers étages de la régions des alvéoles interstitielles (étages n° 16, n° 17, n° 18).

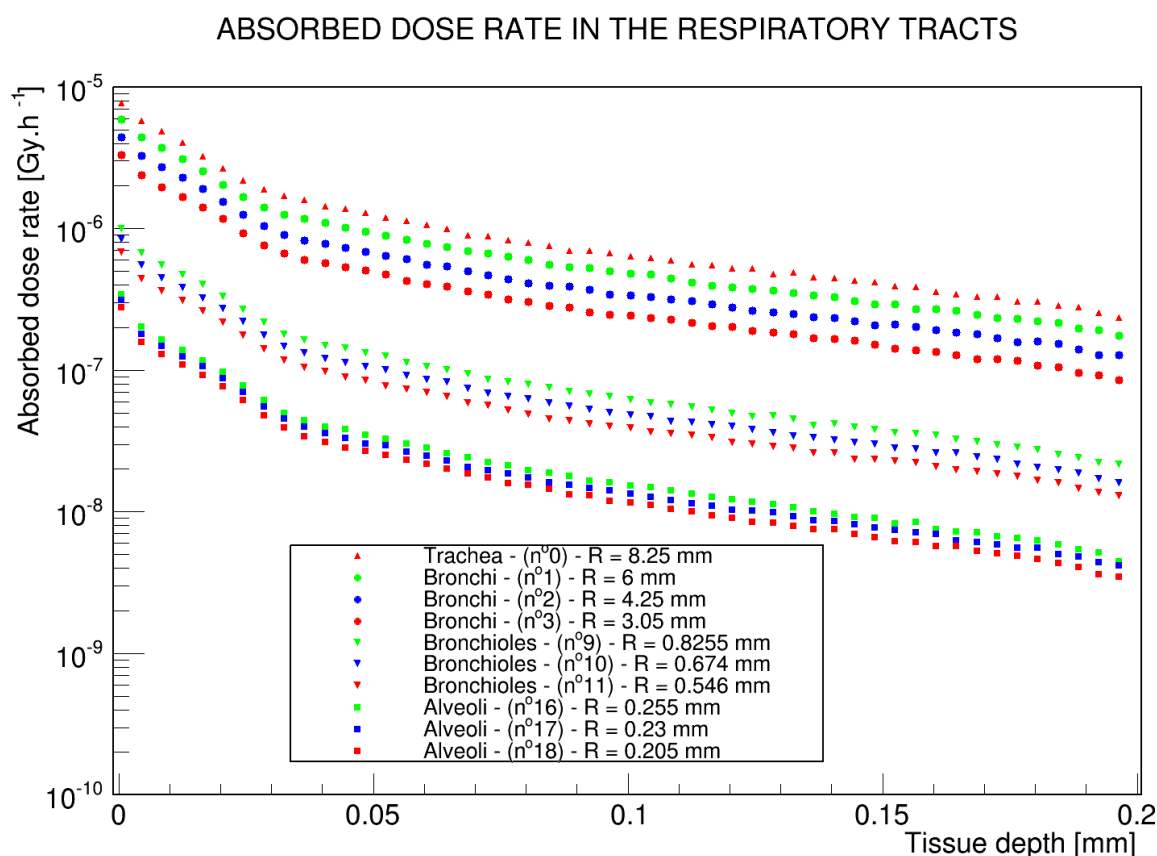


FIG. 4.6 – Profils de débit de dose absorbée dans les étages des voies respiratoires.

Nous remarquons que les profils de dose absorbée diminuent lorsque le rayon intérieur de l'étage des voies respiratoires diminue, comme c'est le cas lorsqu'on passe de l'étage n°  $N$  à l'étage n°  $N + 1$ . Cette diminution s'explique par le fait que lorsque le rayon intérieur de l'étage diminue, le volume de la source de xénon-133 contenu dans les voies respiratoires diminue, et par conséquent l'activité de la source est plus faible.

Nous constatons que le débit de dose absorbé est maximal dans la trachée (étage n° 0) quelque soit la profondeur des tissus. Les débits de dose absorbée dans les étages suivants sont plus faibles puisque ces derniers contiennent un volume de xénon-133 plus restreint étant donné la valeur de leur rayon intérieur respectif.

#### 4.3.3.4 Débits de dose absorbée et équivalente dans les tissus radiosensibles des voies respiratoires

Dans la partie 4.3.1, nous avons évoqué la profondeur des cellules radiosensibles des étages des voies respiratoires qui varie suivant les régions considérées.

Dans la partie 4.3.3.3, nous avons obtenu les profils de dose pour plusieurs étages des voies respiratoires en fonction de la profondeur de leurs tissus.

Avec les équations 4.12 et 4.13, nous allons calculer le débit de dose absorbée moyen dans les tissus radiosensibles des trois régions des voies respiratoires : les bronches, les bronchioles et les alvéoles.

Nous avons vu précédemment que les débits de dose absorbée sont élevés dans les étages des voies respiratoires ayant un rayon intérieur relativement grand. Par conséquent, nous allons calculer les débits de dose absorbée moyens dans le premier étage de chacune des régions des voies respiratoires. Ainsi, pour la région des bronches et des bronchioles, les débits de dose absorbée sont calculés dans leur premier étage respectif qui sont les étages n° 0 et n° 9. Pour la région des alvéoles, le débit de dose absorbée est calculé dans les tissus de l'étage n° 16.

Le tableau 4.15 présente les débits de dose absorbée et les débits de dose équivalente dans les tissus contenant les cellules radiosensibles des voies respiratoires. Les débits de dose équivalente sont calculés en tenant compte du facteur de pondération radiologique égal à 1 pour une source émettant des photons et des électrons comme le xénon-133.

Régions	Etages (n°)	Cellules	Profondeur (μm)	Débits de dose absorbée (Gy.h <sup>-1</sup> )	Débits de dose équivalente (Sv.h <sup>-1</sup> )
Bronches (trachée)	0	Sécrétrices	10-40	$2.45 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$	$2.45 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$
Bronches (trachée)	0	Basales	35-50	$1.41 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$	$1.41 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$
Bronchioles	9	Sécrétrices	4-12	$5.67 \times 10^{-7} \pm 0.03 \times 10^{-7}$	$5.67 \times 10^{-7} \pm 0.03 \times 10^{-7}$
Alvéoles	16	-	0-1	$3.41 \times 10^{-7} \pm 0.02 \times 10^{-7}$	$3.41 \times 10^{-7} \pm 0.02 \times 10^{-7}$

TAB. 4.15 – Débits de dose absorbée et équivalente dans les tissus radiosensibles des voies respiratoires pour une source de xénon-133 d'activité volumique égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>.

Ce tableau montre que le débit de dose équivalente est maximal dans la trachée pour les cellules sécrétrices situées entre 10 μm et 40 μm de profondeur et est égal à  $2.45 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup>. Dans la trachée, les cellules basales, localisées entre 35 μm et 50 μm reçoivent un débit de dose équivalente moyen de  $1.41 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup>.

Nous constatons que la valeur de la dose équivalente dans les cellules radiosensibles de la trachée est supérieure au débit de dose équivalente dans les poumons égal à  $2.66 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> (Cf. partie 4.2, page 111).

La modélisation des voies respiratoires par étage a consisté à simuler individuellement la source de xénon-133 contenu dans chacun des étages des voies respiratoires.

Cette approche est adaptée pour obtenir la dose équivalente dans la trachée (étages n° 0). En

effet, le parcours des particules  $\beta^-$  dans les tissus est nettement inférieur aux dimensions de la trachée. Hormis les contributions dosimétriques des étages suivants adjacents (étages n° 1), l'exposition de la trachée provient essentiellement de l'air qu'elle contient.

Cependant, pour les étages suivants des voies respiratoires, le modèle réalisé est simplifié. En effet, le modèle ne tient pas compte des particules émises dans un étage qui peuvent impacter les tissus d'un étage adjacent. Des effets géométriques entrent en compte, puisque le parcours des particules  $\beta^-$  dans les tissus est très nettement supérieur devant les dimensions des étages des voies respiratoires contenues dans les poumons. L'évaluation de l'exposition des poumons menée dans la partie 4.2 est plus appropriée pour quantifier l'exposition des voies respiratoires occupant les poumons.

#### 4.3.4 Comparaison avec les références bibliographiques existantes pour la trachée

Les débits de dose absorbée dans la trachée ont été donnés par les études publiées et ont été calculés en considérant différentes profondeurs de tissus. A partir de notre modèle, nous pouvons calculer les débits de dose absorbée pour les mêmes profondeurs de tissus.

Le tableau 4.16 présente une comparaison des débits de dose absorbée issus des études publiées avec les débits de dose absorbée obtenus avec notre étude.

Etude	Epaisseur ( $\mu\text{m}$ )	Débit de dose absorbée ( $\text{Gy.h}^{-1}$ ) (publications)	Débit de dose absorbée ( $\text{Gy.h}^{-1}$ ) (étude)
Lassen (1964) [94]	0-100	$1.62 \times 10^{-6}$	$1.88 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$
Goddard et Ackery (1975) [74]	0-5	$3.24 \times 10^{-6}$	$6.55 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$
Powell et al (1984) [95]	50	$1.35 \times 10^{-6}$	$1.26 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6}$
Prohovnik (1995) [73]	0-2000	$1.65 \times 10^{-7}$	$1.20 \times 10^{-7} \pm 0.02 \times 10^{-7}$

TAB. 4.16 – Comparaison des débits de dose absorbée dans les tissus de la trachée avec les études publiées pour une source de xénon-133 avec une activité volumique égale à  $1 \text{ kBq.L}^{-1}$ .

Nous remarquons que pour des profondeurs de tissus similaires, nos valeurs sont en accord avec les débits de dose absorbée issus des publications de Powell et al [95] et de Lassen [94] pour des tissus situés à des profondeurs respectives de  $50 \mu\text{m}$  et entre  $0 \mu\text{m}$  et  $100 \mu\text{m}$ .

Pour des tissus entre  $0 \mu\text{m}$  et  $2000 \mu\text{m}$ , nous avons obtenu un débit de dose absorbée du même ordre de grandeur, mais légèrement inférieur à la valeur donnée par Prohovnik [73].

Par ailleurs pour des tissus situés entre  $0 \mu\text{m}$  et  $5 \mu\text{m}$ , notre débit de dose absorbée est 2 fois supérieur à ce qui est donné par Goddard et Ackery [74]. Les raisons de ces écarts peuvent s'expliquer par des différences entre les géométries des sources et les géométries des voies respiratoires.

Cette comparaison montre qu'en considérant des tissus localisés à la même profondeur que

pour les études publiées, nous obtenons des résultats compatibles. Cette étude comparative permet de valider notre méthode utilisée pour obtenir le débit de dose absorbée dans la trachée.

### 4.3.5 Conclusion

Dans la partie 4.2, nous avons présenté l'exposition engendrée par le xénon-133 contenu dans les poumons du fantôme MIRD. Nous avons étudié de façon globale ce type d'exposition, et nous avons obtenu la dose équivalente dans les organes du fantôme, ainsi que la dose efficace. Dans cette partie 4.3, l'objectif est d'étudier plus spécifiquement les débits de dose absorbée dans les tissus de la trachée puisqu'elle se trouve à l'extérieur des poumons et n'a pas fait l'objet d'une évaluation dosimétrique précédemment lorsque le xénon-133 est dans les poumons.

Dans cette partie, nous avons étudié l'exposition des voies respiratoires en modélisant séparément chacun des étages et en utilisant des simulations GEANT4 pour obtenir des profils de dose absorbée dans les tissus.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux contributions dosimétriques des photons et des particules  $\beta^-$  émises par les désintégrations de xénon-133 se produisant dans l'air contenu dans la trachée. Nous avons mis en évidence que les particules  $\beta^-$  sont à l'origine de la totalité de la dose dans les 200 premiers micromètres de tissus de la trachée.

Ensuite, nous avons étudié les profils de dose dans les différents étages des voies respiratoires, tels que la trachée, les bronches, les bronchioles et les alvéoles. Nous avons montré que le rayon des étages des voies respiratoires influe sur le profil de dose dans les tissus. Nous avons mis en évidence que le débit de dose absorbée est plus important dans la trachée, puisque c'est l'étage des voies respiratoires qui contient le plus de xénon-133.

L'étude s'est poursuivie en évaluant les débits de dose absorbée dans les cellules radiosensibles des voies respiratoires. Nous avons montré que le débit de dose équivalente est maximal dans les cellules sécrétrices situées entre 10.0  $\mu\text{m}$  et 40.0  $\mu\text{m}$  dans la trachée (étage n° 0 de la région des bronches) et vaut  $2.45 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  pour une activité volumique de xénon-133 égale à 1  $\text{kBq.L}^{-1}$ .

Nous avons notifié qu'avec le modèle développé, il est difficile d'évaluer les débits de dose équivalente dans les tissus des voies respiratoires contenues dans les poumons. En effet, les parcours des particules  $\beta^-$  dans ces tissus sont plus grands que les dimensions des étages de ces voies respiratoires. Par conséquent, les particules  $\beta^-$  générées dans un étage peuvent impacter l'étage adjacent. La simulation de la source de xénon-133 dans les poumons du fantôme MIRD, effectuée dans la partie 4.2, permet d'évaluer l'exposition globale des voies respiratoires autres que la trachée.

Ensuite, nous avons comparé notre modèle aux données bibliographiques qui donnent des débits de dose absorbée dans des tissus de la muqueuse de la trachée situés à différentes profondeurs. Nous avons montré que nos valeurs sont compatibles avec les études publiées.

Dans cette partie, nous avons quantifié le débit de dose équivalente dans la trachée, et nous

avons montré qu'il est égal à  $2.45 \times 10^{-6}$  Sv.h<sup>-1</sup>, ce qui est plus élevé que le débit de dose équivalente de  $2.66 \times 10^{-7}$  Sv.h<sup>-1</sup> trouvé dans les poumons dans la partie 4.2.

## 4.4 Biocinétique du xénon-133 dans le corps humain

Dans la partie 4.1.3.1 (page 103), nous avons présenté des études menées sur la biocinétique du xénon-133 dans le corps humain suite à son incorporation par inhalation. Nous avons vu que le xénon-133 inhalé est principalement éliminé par exhalation. Cependant, les publications mettent en évidence qu'une fraction du xénon-133 inhalé est retenue pendant quelques heures dans les muscles et dans les tissus gras du corps humain pour être ensuite progressivement éliminée par exhalation. La bibliographie met en avant que les poumons et les voies respiratoires sont particulièrement irradiés étant donné que le xénon-133 transite par ces derniers au moment de l'incorporation et de l'élimination.

Dans la partie 4.2 et la partie 4.3, nous avons évalué la dose équivalente des poumons et la dose équivalente dans la trachée. En première approche, nous n'avons pas eu besoin de la biocinétique pour estimer la dose équivalente dans les poumons et dans les autres organes lorsque le xénon-133 se trouve dans les poumons, ainsi que pour évaluer la dose équivalente dans la trachée lorsque le xénon-133 est présent dans cette dernière. Nous avons supposé que le gaz inhalé est présent en continu dans le volume moyen des poumons et dans la totalité de la trachée sans que les échanges gazeux ne soient pris en compte avec les autres tissus du corps humain. Cependant, pour comprendre en détail la distribution du xénon-133, nous allons étudier sa cinétique dans le corps humain pendant la phase d'incorporation et pendant la phase d'élimination.

L'étude de la biocinétique du xénon-133 dans l'organisme se base sur le modèle compartimenté de Peterman et Perkins [84], évoqué dans la partie 4.1.3.2 (page 105). A partir de ce modèle compartimenté, nous allons évaluer l'impact de la cinétique du xénon-133 sur l'exposition interne lorsque ce gaz rare radioactif se trouve dans les tissus.

Après avoir présenté le modèle biocinétique du xénon-133, nous étudierons l'activité de xénon-133 retenue dans l'organisme d'un intervenant potentiellement exposé au xénon-133 pendant une journée de travail. Par la suite, nous utiliserons ce modèle biocinétique pour évaluer les doses équivalentes dans les organes induites par la rétention du xénon-133 dans l'organisme.

### 4.4.1 Modèle compartimenté

#### 4.4.1.1 Présentation générale

Le modèle biocinétique du xénon-133 incorporé par inhalation est expliqué dans une publication de Peterman et Perkins [84]. Ce modèle a été évoqué dans la partie 4.1.3.2. La publication propose d'étudier la cinétique du xénon-133 en définissant l'environnement comme étant

le compartiment n° 1 et en regroupant les organes du corps humain en 14 compartiments allant du n° 2 au n° 15. Ce modèle compartimenté est illustré sur la figure 4.7.

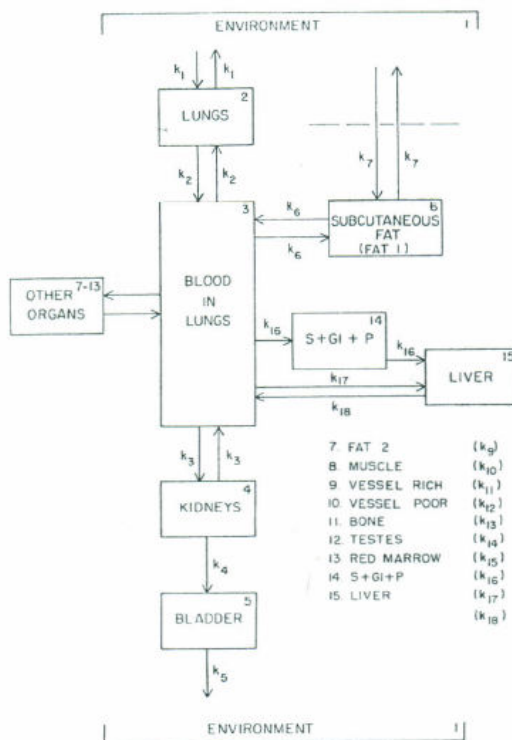


FIG. 4.7 – Modèle compartimenté de la biocinétique du xénon-133 dans le corps humain [84].

La caractéristique d'un modèle compartimenté repose sur les échanges entre les compartiments qui sont définis par des équations différentielles à coefficients constants. La physique des échanges gazeux entre les compartiments est décrite dans la publication de Kety [79]. Nous précisons que l'activité volumique du xénon-133 est supposée uniforme dans un compartiment et que les organes d'un même compartiment possèdent la même constante cinétique.

Dans le modèle biocinétique, les poumons sont représentés par deux compartiments : un compartiment contenant l'air et le xénon-133 inhalé, et un compartiment contenant le sang circulant dans les poumons. Les auteurs supposent que le xénon-133 inhalé est retenu dans le volume d'air des poumons (compartiment n° 2) et que la diffusion du xénon-133 inhalé à travers la membrane alvéolaire se produit de façon instantanée.

Les échanges de xénon-133 avec l'environnement et les compartiments du corps humain se font avec les poumons par inhalation et par expiration. Une infime partie des échanges se fait par diffusion à travers la peau. Par ailleurs, une partie du xénon-133 incorporé est éliminée par les reins et la vessie.

#### 4.4.1.2 Constantes de temps

La cinétique du xénon dans le corps humain dépend des tissus considérés. En effet, des études ont montré que la demi-vie biologique du xénon et l'activité incorporée n'est pas la même pour tous les organes [77] [78].

Dans ce modèle, cela se traduit par des constantes cinétiques différentes entre chacun des compartiments. Ces constantes dépendent du volume des compartiments, du coefficient de partition<sup>2</sup> du xénon-133, du débit sanguin des organes. Les volumes des compartiments sont issus de la publication 23 de l'ICRP [43]. Les valeurs des débits sanguin dans les organes et des facteurs de partition du xénon-133 entre les différents compartiments font référence à des études publiées.

#### 4.4.1.3 Obtention des activités dans les compartiments

L'activité de xénon-133 dans chacun des 15 compartiments en fonction du temps est définie par un système de 15 équations différentielles à coefficients constants que nous résolvons numériquement avec un programme développé avec Matlab. Ce système d'équations différentielles est issu de la publication de Peterman et Perkins [84].

Les constantes de temps des échanges entre les compartiments sont fixes et ne changent pas au cours du temps. Des paramètres initiaux doivent être fixés pour définir les conditions initiales du modèle, comme :

- le temps de présence de l'individu dans l'environnement contenant du xénon-133,
- le volume de l'environnement,
- l'activité volumique dans l'environnement.

#### 4.4.2 Temps nécessaire pour atteindre l'équilibre

Nous simulons ce modèle compartimenté en définissant un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  qui correspond au volume de l'intérieur d'un bâtiment réacteur. Nous supposons que son activité volumique initiale est d'1 MBq.m<sup>-3</sup>.

La figure 4.8 présente l'évolution de l'activité dans les principaux compartiments du modèle pour la première heure de présence dans l'environnement. Il s'agit des compartiments des poumons, des muscles et des tissus gras.

L'activité dans les poumons atteint son équilibre et est maximale quelques minutes après le début de l'inhalation du xénon-133. L'activité provient essentiellement de l'air inhalé qui se renouvelle très rapidement par la respiration. En revanche, pour les autres compartiments, l'incorporation du xénon-133 est plus lente, car elle repose sur le débit sanguin dans les organes, le coefficient de partition du xénon-133 entre l'air et le sang des poumons et le coefficient de partition entre le sang et les tissus des organes regroupés en compartiments.

---

<sup>2</sup>Un coefficient de partition est le ratio de la concentration de xénon-133 à l'équilibre entre deux milieux

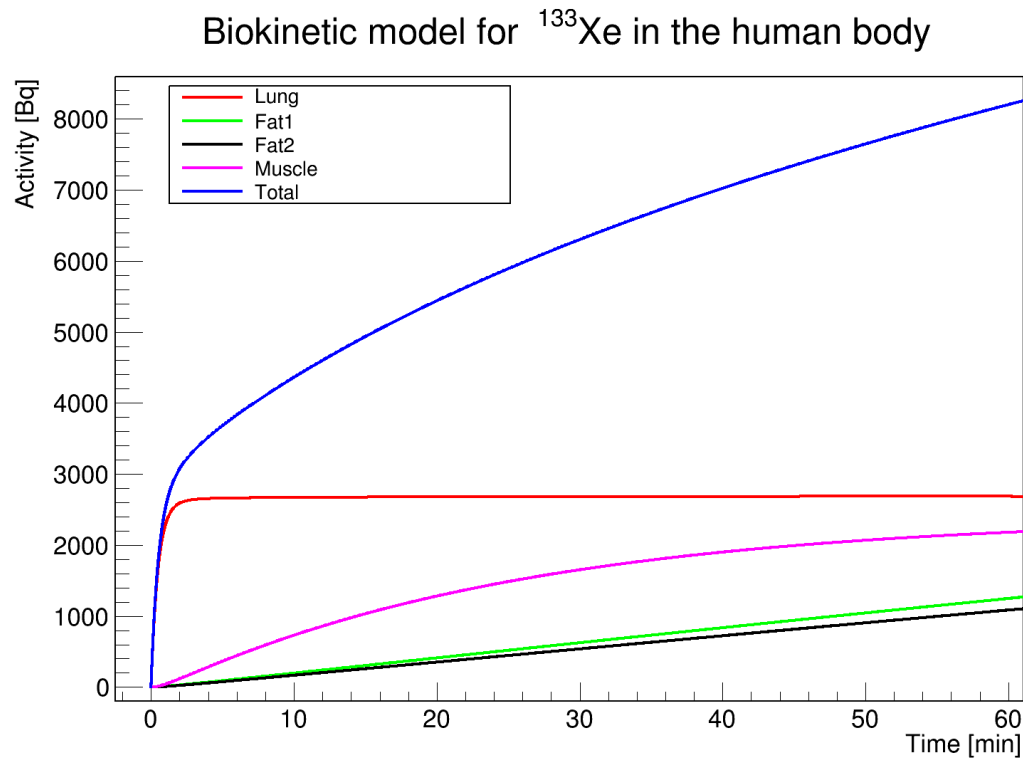


FIG. 4.8 – Simulation de l'activité en xénon-133 dans les principaux compartiments du modèle biocinétique pour la première heure de présence dans un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  avec une activité initiale égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

Les poumons de volume moyen égal à 2.82 L ont une activité égale à 2.6 kBq, c'est à dire que leur activité volumique est égale à  $0.93 \text{ kBq.L}^{-1}$ .

Nous constatons que cette activité volumique des poumons est très proche de la valeur d' $1 \text{ kBq.L}^{-1}$  que nous avons considérée dans la partie 4.2 pour étudier l'exposition engendrée par l'air contenu dans les poumons et dans la partie 4.3 pour étudier l'exposition de la trachée.

Notons que l'activité des poumons considérée dans la partie 4.2 est plus élevée étant donné que nous avons considéré un volume pulmonaire de 3.3 L avec une activité volumique d' $1 \text{ kBq.L}^{-1}$ . La configuration que nous avons retenue dans la partie 4.2 est légèrement plus pénalisante. Cependant, ce modèle biocinétique valide l'activité volumique des poumons et des voies respiratoires que nous avons prise en compte dans les études précédentes.

Avec la même simulation, nous étudions la distribution de l'activité de xénon-133 dans les principaux compartiments du modèle pour un temps de présence plus long illustrée sur la figure 4.9.

Nous remarquons qu'avec ce modèle biocinétique, l'activité dans les compartiments ne fait qu'augmenter jusqu'à atteindre un équilibre au bout de 20 h d'exposition dans l'environnement. A l'équilibre, l'activité totale dans les 14 compartiments atteint un maximum égal à 21.7 kBq.



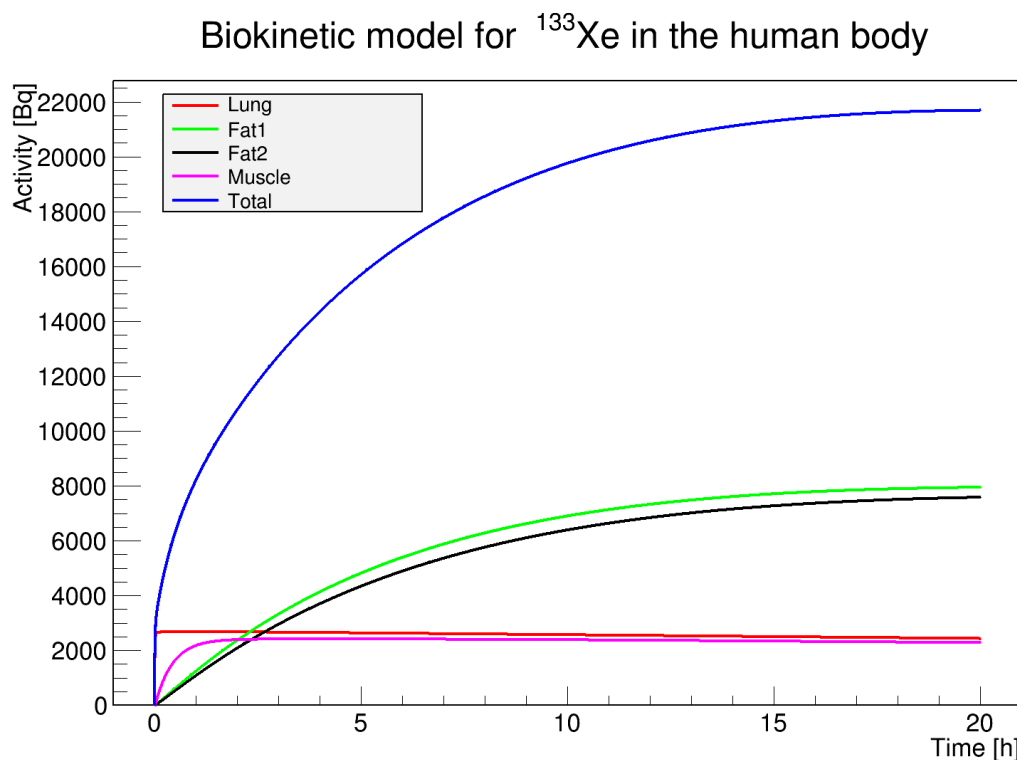


FIG. 4.9 – Simulation de l'activité en xénon-133 dans les principaux compartiments du modèle biocinétique pour une présence dans un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  avec une activité initiale égale à  $1 \text{ MBq} \cdot \text{m}^{-3}$ .

Les activités des 14 compartiments sont présentées dans le tableau 4.17. Notons que l'activité à l'intérieur des poumons, des muscles et des tissus gras est de  $20.2 \text{ kBq}$ , ce qui représente  $93.3 \%$  de l'activité totale.

#### 4.4.3 Simulation de l'activité incorporée

Une application numérique avec un scénario d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur permet d'illustrer l'incorporation du radionucléide dans le corps humain. Le calcul se compose d'une première phase où l'individu inhale du xénon-133 dans un environnement qui contient ce radionucléide, et d'une deuxième phase pendant laquelle l'individu élimine le xénon-133 dans un environnement sans xénon-133 à l'état initial.

Dans ce calcul, nous supposons qu'un travailleur reste pendant 7 h dans un bâtiment réacteur de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  qui contient un nuage de xénon-133 d'activité volumique égale à  $1 \text{ MBq} \cdot \text{m}^{-3}$ . Un temps de travail réaliste dans un bâtiment est de l'ordre de 5 h. Cependant un temps d'exposition de 7 h est un majorant du temps de présence en zone contrôlée contenant du xénon-133. Dans la modélisation, la source de xénon-133 a un volume de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  et une activité volumique à l'instant initial égale à  $1 \text{ MBq} \cdot \text{m}^{-3}$ . Dans le modèle, la décroissance du xénon-133

Compartiment (n° )	Activité (Bq)	Activité (%)
Poumons (2)	2.43E3	1.12E1
Sang des poumons (3)	6.39E1	2.95E-1
Reins (4)	2.36E1	1.09E-1
Vessie (5)	7.85	3.62E-2
Tissus gras sous-cutanés (6)	7.95E3	3.66E1
Tissus gras (7)	7.58E3	3.50E1
Muscle (8)	2.28E3	1.05E1
Tissus fortement vascularisés (9)	1.62E2	7.49E-1
Tissus faiblement vascularisés (10)	7.48E2	3.45
Os (11)	1.14E2	5.27E-1
Gonades (12)	2.84	1.31E-2
Moelle osseuse (13)	1.71E2	7.86E-1
Voies gastrointestinales	1.42E2	6.57E-1
Foie	1.11E1	5.11E-2
Total	2.17E4	1.00E2

TAB. 4.17 – Simulation de l'activité dans les compartiments du modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain jusqu'à l'équilibre dans un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  avec une activité volumique initiale égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

est prise en compte dans tous les compartiments. Cette diminution de l'activité de xénon-133 reste cependant négligeable devant la durée de 7 h, étant donné que la demi-vie physique du xénon-133 est de 5.2 jours.

Dans l'application numérique, nous supposons ensuite que le travailleur sort de la zone contrôlée contenant du xénon-133 et qu'il se trouve dans une pièce de  $400 \text{ m}^3$  et d'activité initiale égale à  $0 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

Nous allons étudier l'activité résiduelle de xénon-133 dans les compartiments du modèle en fonction du temps. Nous évaluerons une activité cumulée dans les principaux compartiments dans lesquels se trouve la majorité de la source de xénon-133. Dans cette étude, nous nous intéresserons plus particulièrement aux poumons, aux muscles, et aux tissus gras dans lesquels se trouve la grande majorité de l'activité du xénon-133 incorporé.

La figure 4.10 représente l'activité en fonction du temps dans les principaux compartiments du modèle biocinétique lors de la première phase qui dure 7 h dans un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  et d'activité volumique initiale égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  et pendant la seconde phase qui dure 24 h dans un environnement de  $400 \text{ m}^3$  et d'activité initiale nulle.

Après 7 h de présence dans cet environnement, l'activité se trouvant dans le corps humain est égale à 17.8 kBq. L'activité dans les poumons, les muscles, les tissus gras représente 91.5 % de l'activité totale incorporée. Le tableau 4.18 illustre ce propos en montrant l'activité dans les compartiments du corps humain.

Nous constatons que l'activité dans le compartiment des muscles est légèrement inférieure à

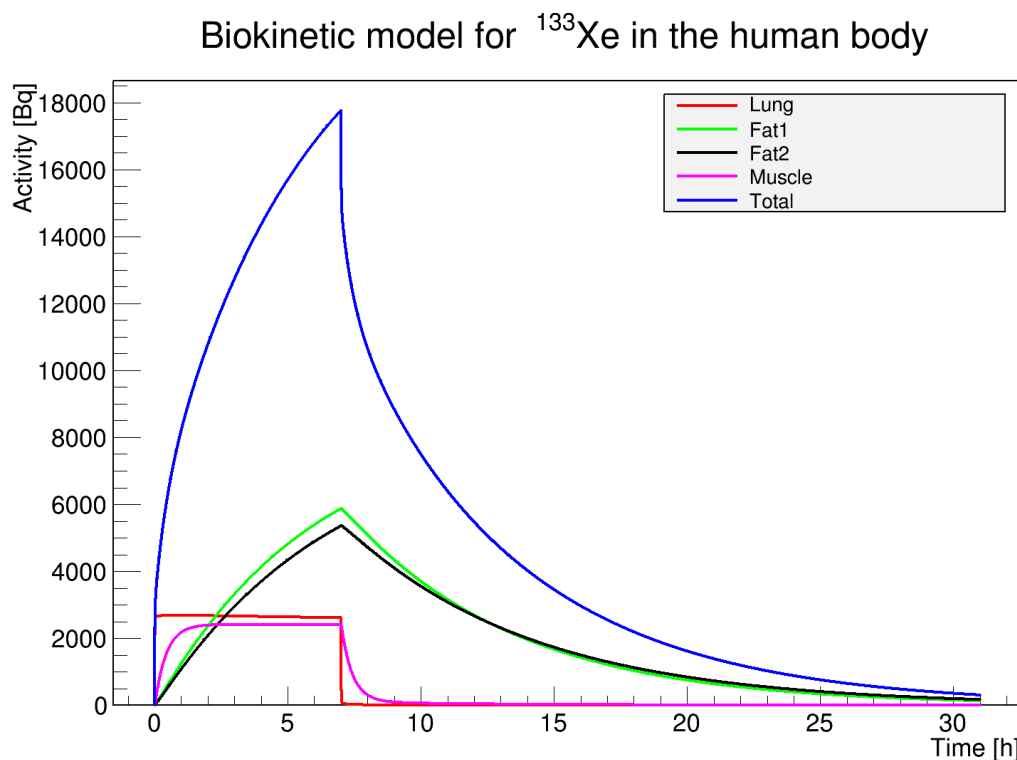


FIG. 4.10 – Simulation de l'activité en xénon-133 dans les compartiments des poumons, des muscles et des deux compartiments des tissus gras lorsque l'individu est dans un volume de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  d'activité volumique initiale égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  pendant 7 h, puis avec une phase d'élimination de 24h dans un environnement de  $400 \text{ m}^3$  et d'activité initiale égale à  $0 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

celle du compartiment des poumons. Les activités présentes dans les compartiments des tissus gras sont environ deux fois plus importantes que l'activité dans les poumons et ont une cinétique beaucoup plus lente.

Pendant les premières minutes qui suivent la phase d'incorporation du xénon-133, l'activité dans les poumons décroît très rapidement, car le xénon-133 contenu dans les poumons est éliminé par exhalation. La cinétique dans les muscles est relativement rapide, puisque l'activité dans ce compartiment décroît dans les 2 h qui suivent la fin de l'incorporation. Par ailleurs, pendant les 24 h qui suivent la phase d'incorporation du xénon-133, l'activité des compartiments des tissus gras décroît moins rapidement, à cause de la cinétique des échanges qui est lente. Les compartiments des tissus gras retiennent le xénon-133 dans l'organisme, ce qui contribue à irradier les tissus à l'intérieur du corps humain plusieurs heures après la fin de l'incorporation du radionucléide.

Compartiments (n° )	Activité (Bq)	Activité totale (%)
Poumons (2)	2.61E3	1.47E1
Sang des poumons (3)	6.76E1	3.80E-1
Reins (4)	2.49E1	1.40E-1
Vessie (5)	8.15	4.59E-2
Tissus gras sous-cutanés (6)	5.88E3	3.31E1
Tissus gras (7)	5.36E3	3.02E1
Muscle (8)	2.41E3	1.36E1
Tissus fortement vascularisés (9)	1.72E2	9.66E-1
Tissus faiblement vascularisés (10)	7.73E2	4.35
Os (11)	1.20E2	6.78E-1
Gonades (12)	3.00	1.69E-2
Moelle osseuse (13)	1.80E2	1.01
Voies gastrointestinales (14)	1.51E2	8.47E-1
Foie (15)	1.17E1	6.60E-2
Total	1.78E4	1.00E2

TAB. 4.18 – Simulation de l'activité dans les compartiments du modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain après 7 h de présence dans un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  avec une activité volumique initiale égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

#### 4.4.4 Estimation de la dose équivalente engagée dans les tissus

Nous allons déterminer la dose équivalente engagée dans certains tissus exposés au xénon-133, tels que les poumons, les muscles et les tissus gras. Pour cela, il est nécessaire de connaître l'activité cumulée dans l'organisme pendant le temps où le radionucléide est présent dans l'organisme et le facteur S permettant de convertir une activité en dose absorbée. Compte tenu des particules émises par les désintégrations de xénon-133 avec un facteur de pondération radiologique égal à 1, nous présenterons des doses équivalentes.

##### Activité cumulée

A partir de ce modèle biocinétique du xénon-133 dans l'organisme, il est possible d'évaluer l'activité cumulée dans les compartiments du corps humain. Nous avons calculé l'activité cumulée en intégrant l'activité sur le temps d'exposition pendant la phase d'incorporation de 7h et pendant la phase d'élimination de 24 h. Au bout de 24 h, l'activité correspond à environ 1 % de l'activité présente à la fin de l'incorporation de 7 h. L'activité restante au-delà de la période de 24 h est négligée.

Le tableau 4.19 présente l'activité cumulée dans les 14 compartiments du modèle biocinétique pendant les phases d'incorporation et d'élimination du xénon-133.

##### Facteurs S

Des facteurs S sont définis pour la première version du fantôme MIRD de Snyder [42]. Ces

Compartiments (n° )	Activité cumulée (Désintégrations)		Activité cumulée totale (Désintégrations)
	Incorporation	Elimination	
Poumons (2)	6.68E7	4.14E5	6.72E7
Sang des poumons (3)	1.69E6	7.47E4	1.77E6
Reins (4)	6.23E5	2.78E4	6.51E5
Vessie (5)	1.60E5	5.53E4	2.15E5
Tissus gras sous-cutanés (6)	8.74E7	1.32E8	2.19E8
Tissus gras (7)	7.84E7	1.32E8	2.11E8
Muscle (8)	5.71E7	5.79E6	6.29E7
Tissus fortement vascularisés (9)	4.28E6	1.99E5	4.48E6
Tissus faiblement vascularisés (10)	1.49E7	5.57E6	2.05E7
Os (11)	2.56E6	5.79E5	3.14E6
Gonades (12)	7.50E4	3.44E3	7.84E4
Moelle osseuse (13)	4.46E6	2.48E5	4.71E6
Voies gastrointestinales (14)	3.76E6	1.76E5	3.93E6
Foie (15)	2.93E5	1.35E4	3.06E5
Total	3.23E8	2.77E8	6.00E8

TAB. 4.19 – Activités cumulées dans les compartiments du modèle biocinétique du xénon-133 dans le corps humain pendant la phase d'incorporation de 7 h et pendant la phase d'élimination de 24h.

facteurs permettent de convertir une activité de xénon-133 dans un organe en dose absorbée. En utilisant les facteurs S disponibles dans le rapport du MIRD [92], nous allons estimer l'exposition interne des tissus du fantôme MIRD de Snyder qui a une géométrie proche du fantôme MIRD que nous avons développé en nous basant sur le modèle de Cristy et Eckermann [44]. Comme la dose équivalente est essentiellement due aux particules  $\beta^-$  émises par les désintégrations de xénon-133 dans l'organe source, nous prenons uniquement en compte le facteur S pour un organe source et cible identique. Le tableau 4.20 présente les facteurs S pour quelques organes contenant la source de xénon-133 et pour lesquels nous connaissons l'activité cumulée.

Organes	Facteur S (rad. $\mu$ Ci <sup>-1</sup> .h <sup>-1</sup> )	Facteur S (Gy.désintégration <sup>-1</sup> )
Poumons	3.00E-4	2.25E-14
Reins	1.00E-3	7.51E-14
Vessie	7.80E-4	5.86E-14
Tissus restants	1.10E-5	8.26E-16
Moelle osseuse	1.80E-4	1.35E-14
Foie	1.80E-4	1.35E-14

TAB. 4.20 – Facteurs S pour certains organes issus du rapport n° 11 du MIRD [92].

### Dose équivalente engagée

Nous calculons la dose équivalente engagée dans certains organes facilement différenciables dans le modèle biocinétique et pour lesquels nous disposons du facteur S. Nous allons estimer la dose équivalente engagée dans les parties du corps humain qui ont une activité cumulée relativement élevée pour le scénario d'exposition. Il s'agit du compartiment des poumons, et des compartiments regroupant les muscles et les tissus gras qui peuvent être associés aux tissus restants du fantôme MIRD. De plus, nous allons quantifier la dose équivalente engagée dans les reins, la vessie, la moelle osseuse, et le foie. Ce sont des organes faisant partie d'un compartiment unique dans le modèle biocinétique et pour lesquels nous connaissons l'activité cumulée et le facteur S.

Le tableau 4.21 présente la dose équivalente engagée dans certains organes du fantôme MIRD pour une exposition de 7 h dans un environnement de  $70 \times 10^3 \text{ m}^3$  avec une activité initiale d' $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ , puis d'une période de 24 h pendant laquelle le xénon-133 est éliminé.

Organes	Doses équivalentes engagées (Sv)		
	Période d'incorporation	Période d'élimination	Période totale
Poumons	1.50E-6	9.33E-9	1.51E-6
Reins	4.68E-8	2.08E-9	4.89E-8
Vessie	9.35E-9	3.24E-9	1.26E-8
Tissus restants	1.84E-7	2.23E-7	4.07E-7
Moelle osseuse	6.03E-8	3.35E-9	6.36E-8
Foie	3.95E-9	1.83E-10	4.14E-9

TAB. 4.21 – Doses équivalentes dans les organes du fantôme MIRD pour une exposition interne pendant la période d'inhalation du xénon-133 de 7 h, pendant la période de 24 h suivant l'incorporation du xénon-133, et ainsi que dose équivalente totale due aux deux périodes.

**Doses équivalentes engagées dans les poumons** La dose équivalente engagée dans les poumons est égale à  $1.51 \times 10^{-6} \text{ Sv}$ . Elle est plus élevée dans les poumons que les doses équivalentes engagées dans les autres organes présentées dans le tableau 4.21. Les poumons sont donc particulièrement exposés au xénon-133 transitant au moment de l'inhalation et de l'exhalation.

Nous remarquons que la dose équivalente engagée dans les poumons pendant la phase d'incorporation du radionucléide est plus de 160 fois supérieure à la dose équivalente engagée pendant la phase d'élimination du xénon-133. Donc la période d'élimination du xénon-133 contribue très peu à la dose équivalente engagée dans les poumons.

**Doses équivalentes engagées dans les tissus restants** La dose équivalente engagée dans les tissus restants, dans lesquels sont regroupés les muscles et les tissus gras, est égale à  $4.07 \times 10^{-7} \text{ Sv}$ . Cette valeur est 4 fois inférieure à la dose équivalente dans les poumons.

Nous constatons que la dose équivalente engagée est plus importante pendant la période d'élimination du xénon-133 que pendant la période d'incorporation, puisque la cinétique du xénon-133

est relativement lente dans ces compartiments. La cinétique du xénon-133 a une influence sur la valeur de la dose équivalente engagée dans ces tissus.

**Comparaison des doses équivalentes engagées dans les poumons** Dans la partie 4.2, avec des simulations GEANT4, nous avons étudié l'exposition des poumons lorsque ces derniers contiennent du xénon-133 sans prendre en compte la cinétique du xénon-133 dans le corps humain. Un débit de dose équivalente aux poumons de  $2.66 \times 10^{-7} \text{ Sv.h}^{-1}$  a été obtenu. Ainsi, pour une exposition de 7 h, la dose équivalente est de  $1.86 \times 10^{-6} \text{ Sv}$ .

Nous remarquons que cette grandeur dosimétrique est du même ordre de grandeur que la dose équivalente de  $1.51 \times 10^{-6} \text{ Sv}$  qu'on obtient avec le modèle biocinétique et le facteur S des poumons. Donc les valeurs des débits de dose équivalentes aux poumons issues de deux méthodes différentes sont compatibles.

Le modèle biocinétique ne change pas significativement la dose équivalente dans les poumons, puisque ces organes ont une cinétique très rapide. En effet, la demi-vie biologique du xénon-133 dans l'air des poumons est d'une vingtaine de secondes.

Cette étude montre que les poumons sont principalement exposés au xénon-133 inhalé et que le modèle biocinétique introduit peu de contributions supplémentaires pour cette grandeur dosimétrique.

#### 4.4.5 Conclusion

Le modèle biocinétique, présenté dans l'article de Peterman et Perkins [84], est adapté à la problématique de l'étude de l'exposition interne dans le cas d'une inhalation de xénon-133. A partir de ce modèle, nous avons réalisé un programme pour connaître l'activité incorporée dans l'organisme dans le cas d'une exposition interne par inhalation de xénon-133.

Avec ce modèle biocinétique, nous avons simulé une incorporation du radionucléide pour une exposition dans un environnement contenant du xénon-133 qui a un volume comparable à celui d'un bâtiment réacteur. Nous avons obtenu l'activité cumulée dans les compartiments du modèle qui regroupent plusieurs organes du corps humain. Ensuite, nous avons utilisé les facteurs S pour convertir une activité cumulée dans un organe en dose absorbée.

Nous avons également montré que les poumons sont les principaux organes exposés avec le mode d'exposition interne et que la cinétique du xénon-133 dans les poumons ne contribue pas à augmenter la dose équivalente engagée de cet organe.

### 4.5 Conclusion

La première partie de ce chapitre a commencé par une recherche bibliographique des études publiées sur l'exposition interne au xénon-133. Des données existent, puisque le xénon-133

a été utilisé pendant de nombreuses années dans le milieu médical pour faire des examens pulmonaires.

Dans la deuxième partie, nous avons évalué l'exposition engendrée par le xénon-133 contenu dans les poumons du fantôme MIRD. Nous avons considéré que le volume moyen des poumons est rempli de xénon-133 sans prendre en compte la biocinétique du xénon-133 dans l'organisme. Nous avons mis en évidence que les poumons sont les principaux organes exposés à cause des particules  $\beta^-$  émises par les désintégrations de xénon-133. Le débit de dose équivalente dans les poumons est égal à  $2.66 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7} \text{ Sv.h}^{-1}$  pour une activité volumique d'1 kBq.L<sup>-1</sup>. Ce résultat est en accord avec les publications qui ont été faites sur l'exposition des poumons. Nous avons évalué le débit de dose efficace engendré par le xénon-133 contenu dans les poumons à  $3.25 \times 10^{-8} \pm 0.01 \times 10^{-8} \text{ Sv.h}^{-1}$ . Cette grandeur dosimétrique est principalement due au débit de dose équivalente dans les poumons, car les débits de dose équivalente des autres organes sont au moins 100 fois plus faibles.

Ainsi, le débit de dose équivalente dans les poumons pour l'exposition externe dans un bâtiment réacteur de 1300 MW est 3 fois supérieur au débit de dose équivalente dans les poumons pour l'exposition engendrée par le xénon-133 qu'ils contiennent. De plus, le débit de dose efficace engendré par le xénon-133 contenu dans les poumons est 37 fois inférieur au débit de dose efficace engendré par l'exposition externe dans ce même bâtiment réacteur.

Dans la troisième partie, nous avons quantifié l'exposition de la trachée par l'air inhalé. Un modèle a été développé pour obtenir les débits de dose absorbée dans les tissus radiosensibles de la trachée.

Nous avons montré que le débit de dose équivalente est maximal dans les cellules sécrétrices situées entre 10.0  $\mu\text{m}$  et 40.0  $\mu\text{m}$  dans la trachée et vaut  $2.45 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  pour une activité volumique de xénon-133 égale à 1 kBq.L<sup>-1</sup>. Nous avons ensuite montré que nos valeurs sont compatibles avec les études publiées.

Dans la quatrième partie, la biocinétique du xénon-133 dans le corps humain a été étudiée avec un modèle compartimenté issu de la bibliographie.

Avec ce modèle, nous avons simulé la distribution du radionucléide pendant la phase d'incorporation et pendant la phase d'élimination. Après l'incorporation, nous avons montré qu'une fraction de xénon-133 est retenue pendant plusieurs heures dans les tissus gras du corps humain, ce qui contribue à générer une exposition interne supplémentaire à celle que nous avons considérée dans les parties précédentes.

Par la suite, nous avons donc étudié l'exposition interne engendrée par le xénon-133 incorporé. Le modèle biocinétique a été utilisé pour obtenir l'activité cumulée dans les organes du corps humain et les facteurs S ont été utilisés pour convertir l'activité cumulée en dose absorbée, puis en dose équivalente.

La dose équivalente engagée dans les poumons, obtenue avec le modèle biocinétique et le facteur S des poumons, est compatible avec la valeur du débit de dose équivalente dans les poumons obtenue avec le fantôme dans la partie 4.2. Nous avons montré que les poumons sont les



organes les plus exposés et que l'exposition interne supplémentaire introduite par le modèle biocinétique n'est pas significative pour la dose équivalente engagée dans les poumons. Donc nous avons confirmé que la biocinétique n'est pas à prendre en compte en première intention pour évaluer l'exposition des poumons.

Dans ce chapitre, nous avons étudié l'exposition interne dans le cas d'une personne intervenant dans un environnement de la taille d'un bâtiment réacteur contenant du xénon-133.

Avec le modèle biocinétique et les facteurs S, nous avons mis en évidence que la dose équivalente engagée dans les poumons est nettement supérieure aux doses équivalentes engagées des autres organes.

Par ailleurs, nous avons évalué l'exposition des poumons et de la trachée par le xénon-133 inhalé. Nous avons montré que la trachée a un débit de dose équivalente de  $2.45 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  supérieur au débit de dose équivalente de  $2.66 \times 10^{-7} \text{ Sv.h}^{-1}$  aux poumons. La trachée est donc plus exposée que les poumons lorsque le xénon-133 est inhalé. L'exposition de la trachée est donc à considérer dans le contexte de la radioprotection associée aux modes d'exposition du xénon-133.

Les études de l'exposition interne de la trachée et des poumons sont particulières, puisque le xénon-133 est majoritairement mélangé à de l'air. Ainsi, le débit de dose efficace peut être actualisé en tenant compte du débit de dose équivalente dans la trachée généré par le xénon-133 qu'elle contient et des débits de doses équivalente engendrés par le xénon-133 contenu dans les poumons.

Dans le fantôme MIRD, la trachée fait partie des tissus restants. Cependant, comme la dose équivalente dans la trachée est nettement supérieure à la dose équivalente des tissus restants, nous sommes le débit de dose équivalente de  $2.45 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  dans la trachée avec la dose équivalente dans les tissus restants afin de majorer la dose équivalente.

Le tableau 4.22 présente les débits de dose équivalente pour l'exposition externe dans les trois bâtiments réacteurs et pour l'exposition engendrée par le xénon-133 contenu dans les poumons.

Le tableau 4.23 présente les débits de dose efficace à l'intérieur des trois bâtiments réacteurs en tenant compte de l'exposition externe, de l'exposition des poumons et de la trachée par le xénon-133 inhalé.

Nous remarquons que l'exposition par le xénon-133 contenu dans les poumons et dans la trachée participe à augmenter le débit de dose efficace de 20 %. Les débits de dose efficace présentés sont très nettement inférieurs au débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  donné par l'ICRP pour une exposition externe dans un nuage de xénon-133.

Donc la surveillance actuelle protège convenablement de l'exposition au xénon-133 avec le débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  de l'ICRP.

Organes	W <sub>T</sub>	Exposition externe			Exposition pulmonaire
		BR 900 MW	BR 1300 MW	BR 1450 MW	
Moelle	0.12	1.49E-6± 1.86E-9	2.02E-6±2.18E-9	1.85E-6±2.19E-9	1.34E-9±1.05E-12
Colon	0.12	4.41E-7± 2.91E-9	6.04E-7±3.44E-9	5.43E-7±3.41E-9	3.17E-11±5.23E-13
Poumons	0.12	6.67E-7± 2.26E-9	8.97E-7±2.65E-9	8.27E-7±2.68E-9	2.66E-7±3.37E-11
Estomac	0.12	1.89E-6± 1.75E-8	2.60E-6±2.09E-8	2.37E-6±2.09E-8	5.52E-10±3.23E-12
Sein	0.05	1.13E-6± 4.55E-9	1.48E-6±5.27E-9	1.36E-6±5.31E-9	1.15E-9±3.10E-12
Gonades	0.20	6.92E-7± 1.01E-8	9.19E-7±1.17E-8	8.71E-7±1.20E-8	1.93E-12±3.40E-13
Vessie	0.05	4.84E-7± 8.32E-9	6.78E-7±1.01E-8	6.23E-7±1.01E-8	2.82E-12±4.49E-13
Oesophage	0.05	3.80E-7± 7.85E-9	5.40E-7±9.57E-9	4.69E-7±9.28E-9	1.90E-9±1.15E-11
Foie	0.05	5.52E-7± 1.64E-9	7.51E-7±1.92E-9	6.86E-7±1.93E-9	1.04E-9±1.46E-12
Thyroïde	0.05	6.03E-7± 1.42E-8	8.42E-7±1.71E-8	7.65E-7±1.71E-8	3.37E-10±7.10E-12
Reste	0.07	8.16E-7± 3.31E-10	1.10E-6±3.88E-10	1.00E-6±3.89E-10	5.58E-10±1.66E-13
Dose efficace	1	8.92E-7±3.09E-9	1.21E-6±3.67E-9	1.11E-6±3.70E-9	3.25E-8±4.12E-12

TAB. 4.22 – Débits de dose équivalente et débits de dose efficace pour l'exposition externe dans un bâtiment réacteur et pour l'exposition due au xénon-133 contenu dans les poumons.

Bâtiments réacteur	Débits de dose efficace (mSv.h <sup>-1</sup> )
BR 900 MW	1.10E-6±0.01E-6
BR 1300 MW	1.41E-6±0.01E-6
BR 1450 MW	1.31E-6±0.01E-6

TAB. 4.23 – Débits de dose efficace pour l'exposition externe dans un bâtiment réacteur avec les contributions du xénon-133 contenu dans les poumons et dans la trachée.

# Conclusion

Le xénon-133 est un des principaux gaz rares radioactifs potentiellement présent dans un bâtiment réacteur pendant les opérations de maintenance lors du déchargement du combustible réacteur. La connaissance de l'exposition au xénon-133 présente dans ce contexte des enjeux importants en matière de radioprotection.

Dans le cas d'une exposition par immersion dans un nuage de gaz rares radioactifs, les recommandations de la Commission Internationale de Radioprotection (ICRP) mettent clairement en avant la nette domination de l'exposition externe par rapport à l'exposition interne. Ces considérations sont prises en compte pour une exposition à l'intérieur d'un bâtiment réacteur contenant un nuage de xénon-133. Ainsi, l'exposition interne au xénon-133 est négligée devant l'exposition externe.

Avec les limites dosimétriques de la directive 96/29/Euratom, la dose efficace est le critère de radioprotection limitant pour une exposition au xénon-133. Dans un bâtiment réacteur, le débit de dose efficace est évalué en connaissant l'activité volumique du nuage de xénon-133 et le facteur de débit de dose efficace du xénon-133 préconisé par l'ICRP et égal à  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}.\text{MBq}^{-1}.\text{m}^3$  dans un nuage semi-infini.

Enfin, il est primordial d'identifier que les limites dosimétriques françaises, basées sur la directive européenne 96/29/Euratom, sont amenées à changer très prochainement avec l'application de la directive européenne 2013/59/Euratom qui diminue entre autre la limite de la dose équivalente au cristallin.

Cette thèse a été initiée dans le but d'actualiser l'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur avec une géométrie réaliste dans les conditions d'un arrêt de tranche et d'évaluer l'impact du prochain changement de limites dosimétriques sur le critère de radioprotection actuellement pris en compte et basé sur la dose efficace.

Cette étude dosimétrique, menée avec le code de calcul Monte-Carlo GEANT4, a commencé par la modélisation d'un travailleur avec un fantôme mathématique anthropomorphe

MIRD dont la géométrie a été complétée en ajoutant certains organes comme les yeux et les cristallins. Une telle géométrie permet d'évaluer les grandeurs dosimétriques d'intérêt pour une exposition au xénon-133, à savoir la dose équivalente au cristallin et la dose efficace. L'environnement d'intervention du travailleur a également été modélisé avec la géométrie réaliste des trois principaux bâtiments réacteur de 900 MW, 1300 MW et 1450 MW représentatifs du parc nucléaire français.

Tout d'abord, l'étude a consisté à valider la modélisation de l'exposition externe basée sur le fantôme anthropomorphe MIRD immergé dans un nuage de xénon-133. Une configuration d'exposition similaire à celle employée par les études de référence a été adoptée afin de comparer notre modèle avec les valeurs des débits de dose efficace existants.

Nous avons développé une technique basée sur des simulations Monte-Carlo GEANT4 et des extrapolations de débits de dose efficace pour évaluer l'exposition externe au xénon-133 dans un nuage semi-sphérique de grande dimension.

Nous avons montré que le code de calcul Monte-Carlo GEANT4 et le fantôme anthropomorphe MIRD sont des outils adaptés pour reproduire les débits de dose efficace disponibles dans les études de références utilisant une méthode Monte-Carlo et une méthode analytique. Le résultat obtenu est également compatible avec le débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  de l'ICRP pour une activité volumique d' $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ .

Après avoir validé la modélisation de l'exposition externe dans un nuage semi-infini, nous nous sommes ensuite intéressés à l'exposition externe au xénon-133 dans un bâtiment réacteur. A partir d'une étude préliminaire, nous avons déterminé le scénario d'exposition critique susceptible de se produire en cas de risque lié au xénon-133. Ce scénario critique se produit au niveau du plancher piscine, au centre du bâtiment réacteur sans ses éléments intérieurs. Dans cette configuration, nous avons évalué, avec des simulations GEANT4, le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin.

Nous avons montré que dans un cas d'exposition réaliste avec une activité volumique d' $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ , le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin sont maximums dans le bâtiment réacteur de 1300 MW qui est le bâtiment réacteur le plus volumineux.

Le débit de dose efficace est de  $1.21 \times 10^{-6} \pm 0.01 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ , ce qui est plus de 4 fois inférieur au débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  préconisé par l'ICRP avant ce travail de thèse.

Pour la première fois, nous avons quantifié la dose équivalente au cristallin à  $1.64 \times 10^{-6} \pm 0.18 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  qui est une valeur relativement proche de la valeur du débit de dose efficace dans un bâtiment réacteur.

Par la suite, le travail a porté sur l'étude de l'exposition interne engendrée par le xénon-133 inhalé par une personne se trouvant dans un bâtiment réacteur.

L'exposition interne a été évaluée avec un modèle biocinétique en simulant un scénario majorant le temps d'exposition pendant une journée de travail dans un bâtiment réacteur contenant

du xénon-133. Nous avons mis en évidence qu'une partie du xénon-133 inhalé est retenue dans l'organisme pendant plusieurs heures après la fin de l'incorporation du radionucléide.

En intégrant des considérations cinétiques, nous avons montré que les doses équivalentes engagées pour une exposition interne due au xénon-133 inhalé sont très nettement inférieures aux doses équivalentes pour une exposition externe. Dans ce contexte-là, nous avons validé les recommandations de l'ICRP formulées avant nos travaux pour une exposition interne au xénon-133.

Par ailleurs, nous avons montré que les poumons et les voies respiratoires sont les organes les plus exposés par le xénon-133 inhalé. Les débits de dose équivalente dans les poumons et dans la trachée ont été obtenus avec des simulations GEANT4 et valent respectivement  $2.66 \times 10^{-7} \pm 0.01 \times 10^{-7} \text{ Sv.h}^{-1}$  et  $2.45 \times 10^{-6} \pm 0.02 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  pour une activité volumique de xénon-133 égale à  $1 \text{ MBq.m}^{-3}$ . Ces valeurs sont compatibles avec les études publiées menées sur l'exposition des poumons et des voies respiratoires pour le xénon-133 inhalé.

Les débits de dose obtenus dans cette thèse peuvent être mis en regard avec les limites dosimétriques de la directive européenne 2013/59/Euratom. Avec cette nouvelle directive, les exigences sur les limites de la dose efficace et de la dose équivalente au cristallin sont identiques et sont égales à  $20 \text{ mSv/an}$ .

Actuellement, pour une exposition au xénon-133, un débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$  est préconisé par l'ICRP pour une exposition dans un nuage de xénon-133 d' $1 \text{ MBq.m}^{-3}$  d'activité volumique.

Avec les travaux effectués sur l'étude de l'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur, nous avons montré que les valeurs du débit de dose efficace et du débit de dose équivalente au cristallin sont au moins 3 fois inférieures à la valeur de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}$ .

Au final, le travail effectué dans la thèse est de nature à acter du fait que le facteur de débit de dose efficace de  $5.0 \times 10^{-6} \text{ Sv.h}^{-1}.\text{MBq}^{-1}.\text{m}^3$  de l'ICRP permet de respecter les limites dosimétriques actuelles et celles prochainement introduites dans la réglementation française avec la directive européenne 2013/59/Euratom.



## Annexe A

# Energie des particules émises par les désintégrations du xénon-133

Le xénon-133 a une demi-vie de 5.2 jours, et suit une désintégration  $\beta^-$ . La désintégration  $\beta^-$  du xénon-133 génère un atome de césium-133 dans un état excité, un électron et un anti-neutrino.

Les électrons émis par les désintégrations  $\beta^-$  ont un spectre en énergie continu qui est caractérisé par une énergie moyenne et une énergie maximale. Dans le cas du xénon-133, 3 modes de désintégrations  $\beta^-$  sont possibles. Le tableau A.1 montre l'énergie moyenne, l'énergie maximale, et l'intensité des électrons émis par les désintégrations  $\beta^-$ . L'atome de césium-133, formé par la désintégration  $\beta^-$ , se trouve dans un état excité qui dépend du mode de désintégration  $\beta^-$ . L'atome de césium-133 se déexcite en émettant des photons (rayons  $\gamma$ , rayons X) et des électrons (électrons Auger, électrons de conversion) pour être dans son état fondamental. La figure A.1 illustre les différents états d'énergies possibles lorsque le césium-133 est dans un état excité à la suite d'une désintégration  $\beta^-$ .

Energie moyenne (keV)	Energie maximale (keV)	Intensité (%)
11.10	43.6	0.0087
75.16	266.8	1.4
100.6	346.4	98.5

TAB. A.1 – Energie des électrons émis par les trois modes de désintégrations  $\beta^-$  [97]

Une simulation Monte-Carlo GEANT4 utilisant les processus physiques de la classe G4EmLivermorePhysics. Cette classe est adaptée, puisqu'elle gère les processus physiques d'interaction avec les particules ayant des énergies comprises entre 250 eV et 1 GeV.

La figure A.2 illustre le spectres en énergies des photons émis par les désintégrations de xénon-133. Elles génèrent principalement :

- des photons de 4.3 keV (5.8%),

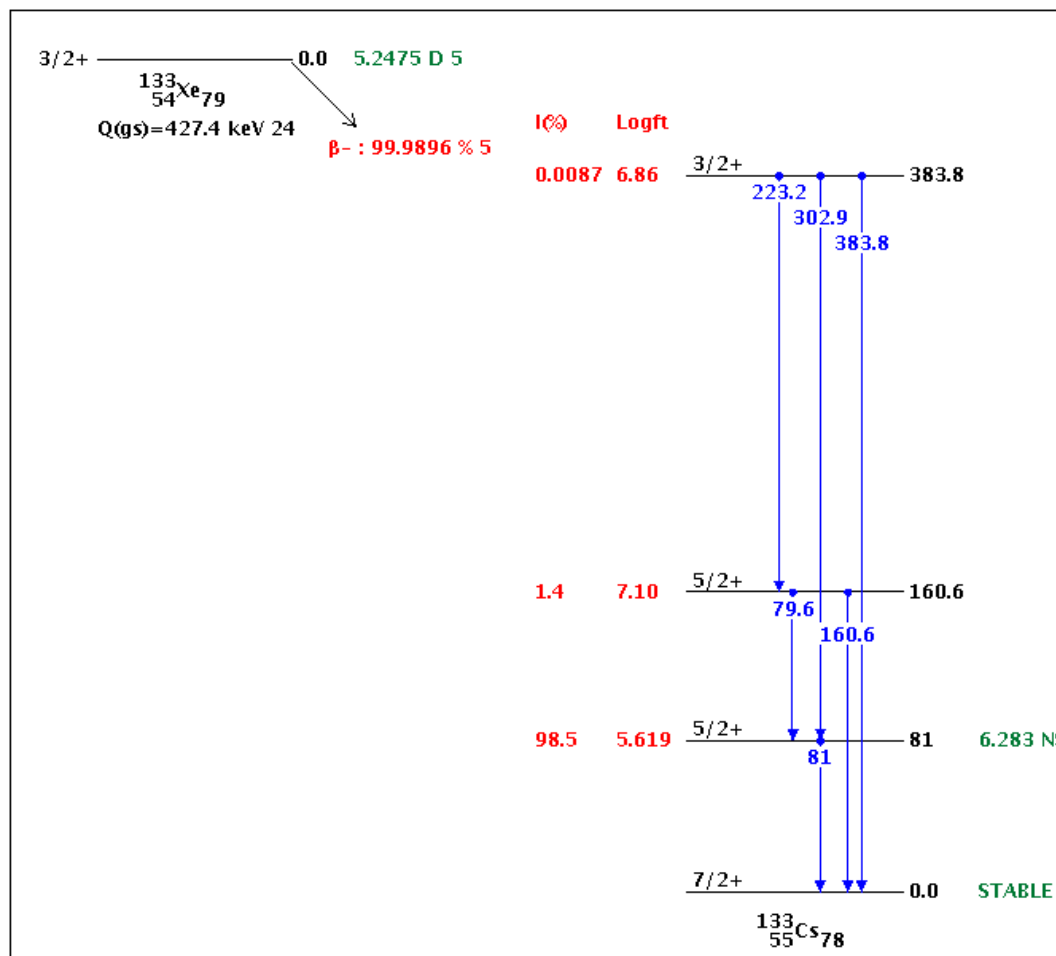


FIG. A.1 – Schéma des niveaux d'énergie lors des désintégrations du xénon-133 [97]

- des photons, dont l'énergie est comprise entre 30 keV et 36 keV. L'énergie moyenne est égale à 31.6 keV (46.9%) en arrondissant à 3 chiffres significatifs.
- des photons, dont l'énergie est comprise entre 79.6 keV et 81.0 keV. L'énergie moyenne est égale à 81.0 keV (37.3%) en arrondissant à 3 chiffres significatifs.

La figure A.3 présente le spectre en énergies des électrons et des particules  $\beta^-$  émis par les désintégrations de xénon-133. Elles génèrent principalement :

- des électrons Auger de 3.6 keV (50.1%) et de 25.5 keV (5.7%)
- des électrons de conversion de 45.0 keV (52.8%), de 75.3 keV (8.0%), et de 79.8 keV (1.7%),
- des particules  $\beta^-$  provenant des trois modes de désintégrations  $\beta^-$ . Leur spectre est continu, ce qui explique la composante continue jusqu'à 346.5 keV sur le spectre.

Le tableau A.2 et le tableau A.3 présentent l'énergie et l'intensité de l'ensemble des électrons et photons émis par les désintégrations de xénon-133.



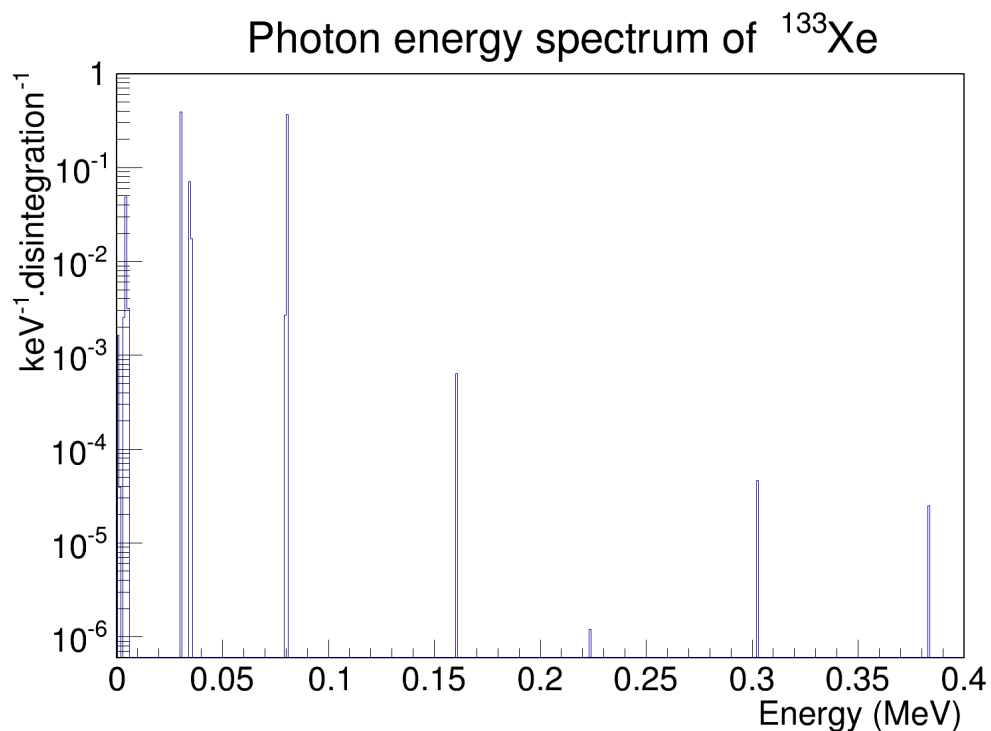


FIG. A.2 – Spectre des photons émis par les désintégrations de xénon-133

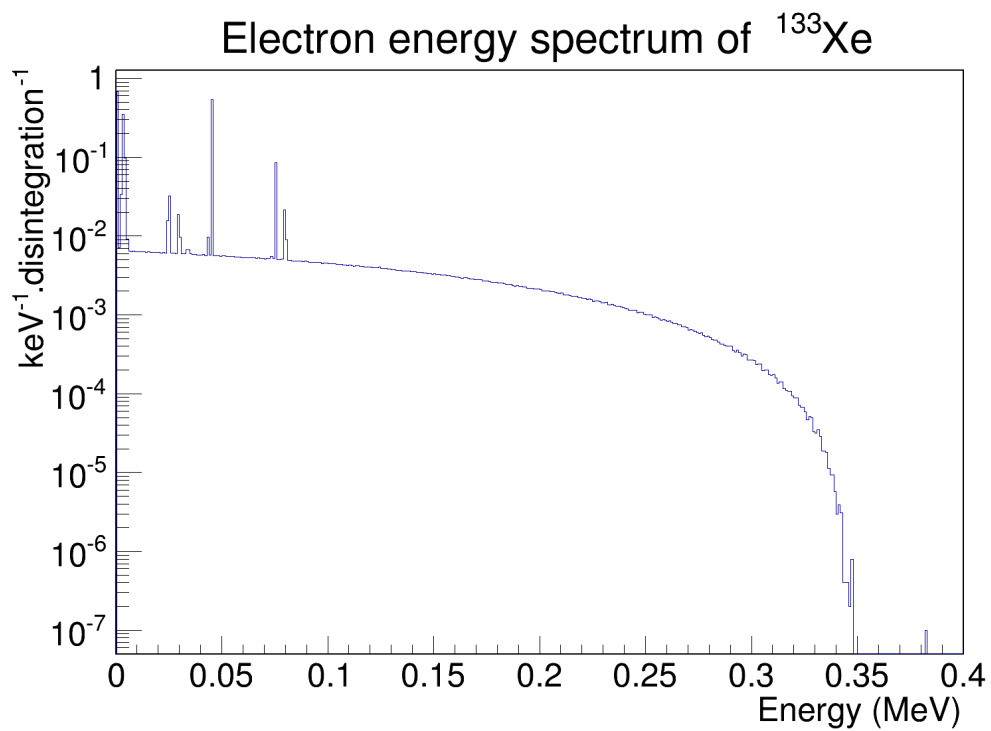


FIG. A.3 – Spectre des électrons émis par les désintégrations de xénon-133

Electrons	Energie (keV)	Intensité (%)
Auger L	3.55	50.1
Auger K	25.5	5.67
CE K	43.6296	0.7
CE K	45.0133	52.8
CE L	73.8999	0.10
CE L	75.2836	7.97
CE M	78.3971	0.020
CE N	79.3834	0.0042
CE O	79.5985	5.7E-4
CE M	79.7808	1.65
CE N	80.7671	0.346
CE O	80.9822	0.0469
CE K	124.6274	0.0249
CE L	154.8977	0.00502
CE M	159.3949	0.00106
CE N	160.3812	2.19E-4
CE O	160.5963	2.78E-5
CE K	187.2522	1.14E-5
CE L	217.5225	1.51E-6
CE M	222.0197	3.1E-7
CE N	223.0060	6.5E-8
CE O	223.2211	9.1E-9
CE K	266.8662	2.1E-4
CE L	297.1365	2.7E-5
CE M	301.6337	5.5E-6
CE N	302.6200	1.16E-6
CE O	302.8351	1.62E-7
CE K	347.8639	4.5E-5
CE L	378.1342	7.3E-6
CE M	382.6314	1.51E-6
CE N	383.6177	3.1E-7
CE O	383.8328	4.2E-8

TAB. A.2 – Energie des électrons émis par les désintégrations de xénon-133 [97]

Photons	Energie (keV)	Intensité (%)
XR l	4.29	5.8
XR $k\alpha 2$	30.625	13.6
XR $k\alpha 1$	30.973	25.0
XR $k\beta 3$	34.92	2.36
XR $k\beta 1$	34.987	4.56
XR $k\beta 2$	35.818	1.41
$\gamma$	79.6142	0.44
$\gamma$	80.9979	36.9
$\gamma$	160.6120	0.1066
$\gamma$	223.2368	1.37E-4
$\gamma$	302.8508	0.0055
$\gamma$	383.8485	0.0027

TAB. A.3 – Energie des photons émis par les désintégrations de xénon-133 [97]



## **Annexe B**

# **Facteurs de pondérations de l'ICRP pour les rayonnements et pour les tissus**

Les facteurs de pondération radiologiques et tissulaires sont définis dans les publications 60 et 103 de l'ICRP. La réglementation française, basée sur la directive 96/29/Euratom, utilise les recommandations de la publication 60 de l'ICRP. Les recommandations de la publication 103 de l'ICRP sont plus récentes et sont prises en compte par la directive 2013/59/Euratom. Dans les années à venir, cette directive sera retranscrite en droit français.

### **Facteurs de pondération radiologiques**

Les facteurs de pondération radiologiques  $W_R$  pour les rayonnements ionisants émis par une source sont définis dans les publications de l'ICRP et diffèrent suivant le type de particules émises par la source. Ces facteurs de pondération reflètent la nocivité des rayonnements ionisants sur les tissus. Les valeurs de ces facteurs radiologiques ont été affinés avec l'avancée des travaux dans le domaine de la radiobiologie. Les tableaux B.3 et B.4 montrent respectivement les facteurs de pondération  $W_T$  de la publication 60 et 103 de l'ICRP.

### **Facteurs de pondération tissulaires**

Les facteurs de pondération tissulaires  $W_T$  sont basés sur des études épidémiologiques réalisées sur les populations irradiées d'Hiroshima et Nagasaki, ainsi qu'à la suite de l'accident de Tchernobyl. Ces facteurs tiennent compte de la radiosensibilité des tissus, qui diffère selon les parties du corps humain. Les tableaux B.3 et B.4 montrent respectivement les facteurs de pondération  $W_T$  de la publication 60 et 103 de l'ICRP.

Types de particules	Facteurs de pondération $W_R$
Photons	1
Electrons	1
Protons Protons	
$2 \text{ MeV} < E$	5
Particules alpha, fragment de fission, ion lourds	20
Neutrons	
$E < 10 \text{ keV}$	5
$10 \text{ keV} \leq E \leq 100 \text{ keV}$	10
$100 \text{ keV} \leq E \leq 2 \text{ MeV}$	20
$2 \text{ MeV} \leq E \leq 20 \text{ MeV}$	10
$20 \text{ MeV} < E$	5

TAB. B.1 – Facteurs de pondération pour les rayonnements ionisants définis dans la publication 60 de l'ICRP [8]

Types de particules	Facteurs de pondération $W_R$
Photons	1
Electrons	1
Protons	
$E > 2 \text{ MeV}$	5
Particules alpha, fragment de fission, ion lourds	20
Neutrons	
$E < 1 \text{ MeV}$	$2.5 + 18.2 \times \exp\left(-\frac{[\ln(E)]^2}{6}\right)$
$1 \text{ MeV} \leq E \leq 50 \text{ MeV}$	$5.0 + 17.0 \times \exp\left(-\frac{[\ln(2 \times E)]^2}{6}\right)$
$E < 50 \text{ MeV}$	$2.5 + 3.25 \times \exp\left(-\frac{[\ln(0.04 \times E)]^2}{6}\right)$

TAB. B.2 – Facteurs de pondération pour les rayonnements ionisants définis dans la publication 103 de l'ICRP [11]

Tissus	Facteurs de pondération $W_T$
Gonades	0.20
Moelle osseuse rouge, côlon, poumons, estomac	0.12
Sein, Vessie, oesophage, foie, thyroïde, tissus restants	0.05
Surface de l'os, peau	0.01
Total	1.00

TAB. B.3 – Facteurs de pondération  $W_T$  pour les tissus du corps humain de la publication 60 de l'ICRP [8]

Tissus	Facteurs de pondération $W_T$
Moelle osseuse rouge, côlon, poumons, estomac, sein, tissus restants	0.12
Gonades	0.08
Vessie, oesophage, foie, thyroïde	0.04
Surface de l'os, cerveau, glandes salivaires, peau	0.01
Total	1.00

TAB. B.4 – Facteurs de pondération  $W_T$  pour les tissus du corps humain de la publication 103 de l'ICRP [11]





## Annexe C

### Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur des bâtiments réacteur

Le tableau C.1, le tableau C.2 et le tableau C.3 présentent respectivement les débits de dose équivalents dans les organes du fantôme MIRD lorsque ce dernier se trouve dans les bâtiments réacteurs de puissance 900 MW, 1300 MW et 1450 MW. Ces débits de dose équivalente sont utilisés pour calculer le débit de dose efficace avec les facteurs de pondération de la publication 60 de l'ICRP.

Organes	Dose équivalente (Sv.h <sup>-1</sup> )	Incertitude (Sv.h <sup>-1</sup> )
Moelle	1.49E-6	1.86E-9
Colon	4.41E-7	2.91E-9
Poumons	6.67E-7	2.26E-9
Estomac	1.89E-6	1.75E-8
Sein	1.13E-6	4.55E-9
Gonades	6.92E-7	1.01E-8
Vessie	4.84E-7	8.32E-9
Oesophage	3.80E-7	7.85E-9
Foie	5.52E-7	1.64E-9
Thyroïde	6.03E-7	1.42E-8
Reste	8.16E-7	3.31E-10

TAB. C.1 – Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur du bâtiment réacteur de 900 MW de puissance.

162C. Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur des bâtiments réacteur

Organes	Dose équivalente (Sv.h <sup>-1</sup> )	Incertitude (Sv.h <sup>-1</sup> )
Moelle	2.02E-6	2.18E-9
Colon	6.04E-7	3.44E-9
Poumons	8.97E-7	2.65E-9
Estomac	2.60E-6	2.09E-8
Sein	1.48E-6	5.27E-9
Gonades	9.19E-7	1.17E-8
Vessie	6.78E-7	1.01E-8
Oesophage	5.40E-7	9.57E-9
Foie	7.51E-7	1.92E-9
Thyroïde	8.42E-7	1.71E-8
Reste	1.10E-6	3.88E-10

TAB. C.2 – Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur du bâtiment réacteur de 1300 MW de puissance.

Organes	Dose équivalente (Sv.h <sup>-1</sup> )	Incertitude (Sv.h <sup>-1</sup> )
Moelle	1.85E-6	2.19E-9
Colon	5.43E-7	3.41E-9
Poumons	8.27E-7	2.68E-9
Estomac	2.37E-6	2.09E-8
Sein	1.36E-6	5.31E-9
Gonades	8.71E-7	1.20E-8
Vessie	6.23E-7	1.01E-8
Oesophage	4.69E-7	9.28E-9
Foie	6.86E-7	1.93E-9
Thyroïde	7.65E-7	1.71E-8
Reste	1.00E-6	3.89E-10

TAB. C.3 – Débits de dose équivalente dans les organes du fantôme MIRD à l'intérieur du bâtiment réacteur de 1450 MW de puissance.

# Bibliographie

- [1] EDF. Penly 3, un impact socio-économique significatif. <http://www.debatpublic-penly3.org>. 4, 5
- [2] Karl-Heinz Neeb. *The radiochemistry of nuclear power plants with light water reactors*, chapter Fission products and activation products from the fuel, pages 177–210. Walter de Gruyter, 1997. 6
- [3] EDF. EPR european pressurized water reactor. <http://www.edf.com/html/epr/rps/chap11/chap11.pdf>. 6
- [4] A. Rocher. Note de doctrine concernant les arrêts à froid des tranches REP. Report, EDF production transport-Département sécurité radioprotection environnement, 1999. 6
- [5] Karl-Heinz Neeb. *The radiochemistry of nuclear power plants with light water reactors*, chapter Reactions and behavior in the reactor coolant, pages 210–214. Walter de Gruyter, 1997. 6
- [6] Y. Guibbaud. Valeurs des seuils d’alarmes des chaînes fixes de radioprotection (système KRT)-sites et tranches 900, 1300, et 1450 MW. Report, EDF-GED DPI, 2013. 6
- [7] M. Wintergerst. Etude des critères radiochimiques en produits de fission  $^{133}\text{Xe}$  et  $^{131}\text{I}$  lors de la rupture d’intégrité du circuit primaire des tranches REP du parc EDF. Report, EDF-CEIDRE, 2010. 7
- [8] International Commission on Radiological Protection. *Publication 60 : 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon press, 1991. 8, 12, 31, 158
- [9] International Commission on radiation units and measurements. ICRU Report 57 : Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. Report, ICRU, 1998. 9
- [10] International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 74 : Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*. Elsevier, 1996. 9, 10

- [11] International Commission on Radiological Protection. *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Elsevier, 2007. [10](#), [12](#), [31](#), [158](#), [159](#)
- [12] P. Leblanc D. Delacroix, J-P. Guerre. *Guide pratique radionucléides et radioprotection*, chapter Description des fiches de radioprotection. EDP Sciences, 2006. [13](#)
- [13] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 33 : Radiation quantities and units. Report, ICRU, 1980. [13](#)
- [14] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 39 : Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources. Report, ICRU, 1985. [14](#)
- [15] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 43 : Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources, part 2. Report, ICRU, 1988. [14](#)
- [16] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 47 : Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations. Report, ICRU, 1992. [14](#)
- [17] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 51 : Quantities and units in radiation protection dosimetry. Report, ICRU, 1993. [14](#)
- [18] C. Wernli. External dosimetry : Operational quantities and their measurement. *Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA)*, 2004. [15](#)
- [19] ICRU. About ICRU. [http ://www.icru.org/](http://www.icru.org/). [17](#)
- [20] ICRP. About ICRP. [http ://www.icrp.org/](http://www.icrp.org/). [17](#)
- [21] IAEA. About the IAEA. [http ://www.iaea.org/About/about-iaea.html](http://www.iaea.org/About/about-iaea.html). [17](#)
- [22] Euratom. The European Atomic Energy Community EURATOM. [17](#)
- [23] Euratom. Traité Euratom et directives européennes. [17](#)
- [24] ICRP. Statement on tissue reactions. Report ref 4825-3093-1464, ICRP, 2011. [18](#)
- [25] International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 30 : Limits for Intakes of Radionuclides by Workers*, chapter Part 1, pages 47–51. Pergamon press, 1979. [18](#), [21](#), [103](#)

- [26] G. Paic. *Ionizing Radiation Protection and Dosimetry*, chapter Chapter 3 : Dosimetric quantities. CRC Press, 1988. [18](#)
- [27] ASN. Publication de la nouvelle directive euratom du 5 décembre 2013 : l'asn poursuit son engagement pour mettre à jour les normes de base en radioprotection. [20](#)
- [28] G. L. Leclerc Comte de Buffon. *Essai d'arithmétique morale*, volume 4, chapter Histoire naturelle générale et particulière. Imprimerie royale, 1777. [24](#)
- [29] G. Leslie. *Now it can be told : The Story of The Manhattan Project*. Edition Harper, New York, 1962. [24](#)
- [30] N. Metropolis and S. Ulam. The monte carlo method. *Journal of the American Statistical Association*, 44(247), 1949. [24](#)
- [31] Judith F. Briesmeister. A general monte carlo n-particle transport code. <http://library.lanl.gov/cgi-bin/getfile?00818065.pdf>. [24](#)
- [32] Hendricks J.S. Mcnpx, version 2.5.e. Report, la-ur-04-0569, Los Alamos National Laboratory, 2004. [24](#)
- [33] Both JP., Mazzolo A., Petit O., Penelieu Y., and Roesslinger B. User manual for version 4b of the tripoli-4 monte carlo method particle transport computer code. Cea report : Cea-r-6044, Universitat de Barcelona, 2003. [24](#)
- [34] Fernández-Varea J.M. Salvat F. and Sempau J. Penelope-2006 : A code system for monte carlo simulation of electron and photon transport. Workshop proceedings barcelona, Universitat de Barcelona, 2006. [24](#)
- [35] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, and H. Araujo. Geant4 – a simulation toolkit. *Nuclear instruments and methods in physics research section A : accelerators, spectrometers, detectors and associated equipment*, 506(3) :250–303, 2003. [24](#)
- [36] Namito Y. hirayama H. and, Bielajew AF., Wilderman SJ., and Nelson WR. the egs5 code system. Slac report slac-r-730 and kek report 2005-8, Universitat de Barcelona, 2005. [24](#)
- [37] Kawrakow I. and Rogers D.W.O. The egsrc code system : Monte carlo simulation of electron and photon transport. Nrcr report pirs-701, Universitat de Barcelona, 2003. [24](#)
- [38] L. Bourgeois R. Antoni. *Physique appliquée à l'exposition externe - Dosimétrie et Radioprotection*, chapter Principe de la méthode de Monte-Carlo appliquée aux calculs de dosimétrie et de radioprotection. Springer, 2013. [25](#)
- [39] Geant4 Collaboration. Geant4 : A toolkit for the simulation of the passage of particles through matter. <http://http://geant4.org/>. [26](#)

- [40] In2p3. L'outil geant4 : Structure de base, 2013. [27](#), [28](#)
- [41] Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. Committee on medical internal radiation dose (mird). <http://interactive.snm.org/index.cfm?PageID=1372>. [29](#)
- [42] Warner G.G. and Fisher H.L.Jr. Snyder W.S., Ford M.R. Estimates of absorbed fractions for mono-energetic photons sources uniformly distributed in various organs of heterogeneous phantom. *Journal of Nuclear Medicine*, 10(3) :5–52, 1969. [29](#), [140](#)
- [43] International Commission on Radiological Protection. *Report of the task group on Reference Man*. Pergamon Press, Oxford, 1974. [29](#), [43](#), [135](#)
- [44] M. Cristy and K. F. Eckerman. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Report tm8381v1, Oak Ridge Laboratory, 1987. [29](#), [31](#), [141](#)
- [45] Williams G. Kramer R., Zankl M. and Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and monte carlo methods. part i : the male (adam) and female (eva) adult mathematical phantoms. Gsf report s885, GSF, 1982. [29](#)
- [46] GSF. Phantom donna. [30](#)
- [47] Clairand I., Ricard M., Gouriou J., Di Paola M., and Aubert B. Dose3d : Egs4 montecarlo code-based software for internal radionuclide dosimetry. *Journal of Nuclear Medicine*, 149(9) :1517–1523, 1999. [31](#), [32](#)
- [48] International Commission on Radiological Protection. *Adult reference computational phantoms*. Annals of the ICRP, Vol. 39, No. 2. Pergamon Press, Oxford, 2009. [31](#), [33](#)
- [49] International Commission on Radiological Protection. *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection : Reference values*. Annals of the ICRP Vol. 32, No. 3-4. Pergamon Press, Oxford, 2002. [31](#), [43](#), [113](#), [114](#)
- [50] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 44 : Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. Report, ICRU, 1989. [33](#)
- [51] NIST. Composition of eye lens (icrp). [33](#)
- [52] NIST. Composition of air dry (near sea level). [36](#)
- [53] NIST. Composition of concrete. [37](#)
- [54] Costaz. Confinement. enceintes. *Techniques de l'ingénieur Conception, construction et exploitation des réacteurs nucléaires*, base documentaire : TIB204DUO.(ref. article : b3290), 2014. [38](#)

- [55] Christine Jimonet and Henri Métivier. *principe de radioprotection - réglementation*, chapitre Protection contre l'exposition interne, page 213. EDP Sciences, 1997. [42](#)
- [56] International Commission on Radiological Protection. *Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals*. Annals of the ICRP, Vol. 18, No (1-4). Pergamon Press, Oxford, 1988. [43](#)
- [57] corpshumain.ca. Les poumons. [44](#)
- [58] International Commission on Radiological Protection. *Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection*. Annals of the ICRP, Vol. 24, No (1-3). Pergamon Press, Oxford, 1994. [45](#), [121](#), [122](#), [123](#)
- [59] Gels G. L. Piltingsrud H. V. Evaluation of <sup>133</sup>xe radiation exposure dosimetry for workers in nuclear medicine laboratories. *Health Physics*, 42 :837–848, 1981. [50](#)
- [60] Berger M. J. Beta-ray dose in tissue-equivalent material immersed in a radioactive cloud. *Health Physics*, 26 :1–12, 1974. [50](#)
- [61] Gels G. L. Piltingsrud H. V. An evaluation of the external radiation exposure dosimetry and calculation of maximum permissible concentration values for airborne materials containing <sup>18</sup>f, <sup>15</sup>o, <sup>13</sup>n, <sup>11</sup>c and <sup>133</sup>xe. *Health Physics*, 49 :805–824, 1985. [51](#), [52](#), [75](#), [77](#)
- [62] Sommers J. F. Howard L. E. Xenon whole-body counting and dose determinations. *Health Physics*, 38 :349–357, 1979. [53](#), [105](#)
- [63] Poston and Snyder. A model for exposure to a semi-infinite cloud of photon emitter. *Health Physics*, 26 :287–293, 1974. [54](#), [55](#), [75](#), [76](#), [77](#)
- [64] Ryman J. C. Eckerman K. F. External exposure to radionuclides in air, water, and soil. Fedral guidance report n°12. epa -402-r-93-081, ORNL, 1993. [54](#), [55](#), [75](#), [76](#), [77](#)
- [65] Yoo SJ, Jang HK, Lee JK, Noh S, and Cho G. External dose-rate conversion factors of radionuclides for air submersion, ground surface contamination and water immersion based on the new icrp dosimetric setting. *Radiation Protection Dosimetry*, 156(1) :7–24, 2013. [54](#), [55](#), [75](#), [76](#), [77](#)
- [66] External exposure to radionuclides in air, water, and soil. Technical report, Department of Energy - United States of America, 1993. [54](#), [55](#)
- [67] K. Saito, N. Petoussi, M. Zankl, R. Veit, P. Jacob, and G. Drexler. Calculation of organ doses from environmental gamma rays using human phantoms and monte carlo methods. part i : Monoenergetic sources and natural radionuclides in the ground. Gsf-bericht 2/90 (gesellschaft für strahlen- und umweltforschung, münchen, frg), GSF, 1990. [55](#)

- [68] International Commission on Radiological Protection. *Dose Coefficients for Intakes of Radionuclides by Workers*. Annals of the ICRP Vol. 24, No. 4. Pergamon Press, Oxford, 1994. [56](#), [79](#), [92](#), [98](#)
- [69] I. Antcheva, M. Ballintijn, B. Bellenot, M. Biskup, R. Bruna, N. Buncica, Ph. Canal, D. Casadei, O. Coueta, V. Fine, L. Francoa, G. Ganisa, A. Gheataa, D. Gonzalez Maline, M. Gotoe, J. Iwaszkiewicz, A. Kreshuka, D. Marcos Segura, R. Maundera, L. Monetaa, A. Naumann, E. Offermann, V. Onuchina, S. Panacek, F. Rademakers, P. Russo, and M. Tadel. Root - a c++ framework for petabyte data storage, statistical analysis and visualization. *Computer Physics Communications*, 180 :2499–2512, 2009. [58](#)
- [70] NIST. Xcom : Photon cross sections database. [63](#)
- [71] NIST. Stopping-power and range tables for electrons. [63](#), [118](#)
- [72] Evelyn E. Watson and Roger J. Cloutier. Radiation dose to the lungs from ventilation studies with <sup>133</sup>xe. *Medical Physics*, 4(6) :521–523, 1977. [102](#), [106](#), [109](#), [118](#)
- [73] Prohovnik, Metz, and Atkins. Radiation exposure to human trachea from xenon <sup>133</sup> procedures. *Journal of Nuclear Medicine*, 36(8) :1458–1461, 1995. [102](#), [106](#), [109](#), [110](#), [131](#)
- [74] Goddard and Ackery. <sup>133</sup>xe, <sup>127</sup>xe, and <sup>125</sup>xe for lung function investigations : a dosimetric comparison. *Journal of Nuclear Medicine*, 16(8), 1975. [102](#), [106](#), [108](#), [109](#), [110](#), [118](#), [131](#)
- [75] J.K. Soldat, P.E. Bramson, and H.M. Parker. *Dosimetry of the radioactive noble gases*. Jan 1973. [102](#), [107](#), [108](#), [109](#), [118](#)
- [76] Christine Jimonet and Henri Métivier. *principe de radioprotection - réglementation*, chapter Protection contre l'exposition interne, page 214. EDP Sciences, 1997. [103](#)
- [77] Moskalev and Turkin. Kinetics and distribution of xenon <sup>133</sup> and krypton <sup>85</sup> in the human body. Technical report, U.S. Energy research and development administration, 1973. [103](#), [106](#), [135](#)
- [78] Susskind, Atkins, Cohn, Ellis, and Richards. Whole-body retention of radioxenon. *Journal of Nuclear Medicine*, 18(5), 1977. [103](#), [104](#), [106](#), [135](#)
- [79] Kety. The theory and applications of the exchange of inert gas at the lungs and tissues. *Pharmacological reviews*, 3(1) :1–41, 1951. [105](#), [134](#)
- [80] Lawrence, Loomis, Tobias, and Turpin. Preliminary observations on the narcotic effect of xenon with a review of values for solubilities of gases in water and oils. *Journal of physiology*, 105 :167–172, 1945. [105](#)



- [81] Andersen and Laddefoged. Partition coefficient of  $^{133}\text{Xe}$  between various tissues and blood in vivo. *Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation*, 19(1), 1967. [105](#)
- [82] Kitani. Solubility coefficients of  $^{85}\text{Kr}$  and  $^{133}\text{Xe}$  in water, saline, lipids, and blood. *Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation*, 29(2) :167–172, 1972. [105](#)
- [83] C M J Bell and M O Leach. A compartmental model for investigating the influence of physiological factors on the rate of washout of  $^{133}\text{Xe}$  and  $^{37}\text{Ar}$  from the body. *Physics in Medicine and Biology*, 27(9) :1105, 1982. [105](#)
- [84] Peterman and Perkins. Dynamics of radioactive chemically inert gases in the human body. *Radiation Protection Dosimetry*, 22(1) :5–12, 1988. [105](#), [133](#), [134](#), [135](#), [143](#)
- [85] W. H. Isbister, Schofield, P. F., and Torrance H. B. A study of the arterial clearance of xenon  $^{133}$  in man. *Br. J. Anaesth.*, 37 :153–157, 1965. [105](#), [106](#)
- [86] L. Venner and L. Devell. Retention of  $\text{Xe-}^{133}$  after inhalation. *Nordic Radiation Protection Conference*, 2-4 :153–157, 1968. [105](#)
- [87] H. Métivier. *Radioprotection et ingénierie nucléaire*, chapter Chapitre 5 : Dosimétrie et surveillance pour l'exposition interne, pages 155–162. Génie atomique. EDP Sciences, 2006. [106](#)
- [88] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 32 : Methods of assessment of absorbed dose in clinical use of radionuclides. Report, ICRU, 1979. [106](#)
- [89] Loevinger R and berman M. MIRD pamphlet no. 1 : a schema for absorbed-dose calculations for biologically distributed radionuclides. *J Nucl Med.* 1 :9-14., 9, 1968. [106](#)
- [90] R. Loevinger, T.F. Budinger, E.E. Watson, and Society of Nuclear Medicine (1953-). Medical Internal Radiation Dose Committee. *MIRD primer for absorbed dose calculations*. Society of Nuclear Medicine, 1988. [106](#)
- [91] R. Loevinger, T.F. Budinger, and E.E. Watson. *MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations*. Society of Nuclear Medicine, 1991. [106](#)
- [92] nyder WS, Ford MR, Warner GG, and Watson SB. MIRD pamphlet no 11 : "s", absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs. *Society of Nuclear Medicine*, pages 1–41, 1975. [106](#), [109](#), [118](#), [141](#)
- [93] Health Physics Society. *Comparison of techniques for calculating doses to the whole body and to the lungs from radioactive noble gases*. Proceedings of the Sixth Annual Health Physics Society Topical Symposium, February 1972. [107](#), [108](#), [109](#), [118](#)

- [94] Lassen NA. Assessment of tissue radiation dose in clinical use of radioactive inert gases, with examples of absorbed doses from  $^3\text{H}$ ,  $^{85}\text{Kr}$  and  $^{133}\text{Xe}$ . *Mineiva Nucl*, 8, 1964. [109](#), [110](#), [131](#)
- [95] G. Powell, C. Reft, R. Schucard, PV Harper, and KA. Lathrop. Beta particle dose to the major airways from inhaled gas. *Journal of Nuclear Medicine*, 25(5), 1984. [109](#), [110](#), [131](#)
- [96] International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 2 : Report on Committee II on permissible dose for internal radiation*. Pergamon press, 1959. [118](#)
- [97] Brookhaven National Laboratory. Nuclear national data center : Chart of nuclides. <http://www.nndc.bnl.gov/chart/chartNuc.jsp>. [151](#), [152](#), [154](#), [155](#)

# Thèse de Doctorat

Aurélien PERIER

Etude des modes d'exposition au xénon-133 dans un bâtiment réacteur

Exposure mode study to xenon-133 in a reactor building

## Résumé

Le travail décrit dans cette thèse porte sur l'évaluation du mode d'exposition externe et interne au xénon-133. Ce radionucléide est un des principaux produits de fission du combustible des réacteurs nucléaires. En cas de défaut de gaine combustible, le xénon-133 peut potentiellement exposer le personnel lors de ses interventions dans le bâtiment réacteur.

En dosimétrie, les simulations Monte-Carlo sont des outils adaptés pour simuler le transport des rayonnements ionisants dans la matière. A partir des critères de radioprotection actuels, nous avons développé de nouvelles méthodes afin d'améliorer notre compréhension de l'exposition externe et interne au xénon-133 à l'intérieur d'un bâtiment réacteur. Ces nouvelles approches sont basées sur l'utilisation d'un fantôme anthropomorphe, d'une géométrie réaliste de bâtiment réacteur, de simulations Monte-Carlo GEANT4 et de modèles en compartiments.

L'exposition externe dans un bâtiment réacteur a été menée en retenant un scénario d'exposition réaliste et conservatif. Nous avons quantifié le débit de dose efficace et le débit de dose équivalente au cristallin.

L'exposition interne se produit lorsque le xénon-133 est inhalé. Les poumons sont les premiers organes exposés par l'inhalation du xénon-133, leur débit de dose équivalente a été quantifié. Un modèle biocinétique a été utilisé pour évaluer l'exposition interne au xénon-133.

Cette thèse a permis de quantifier les grandeurs dosimétriques liées aux modes d'exposition externe et interne au xénon-133, d'étudier l'impact des changements de limites dosimétriques introduits par la Commission Internationale de Radioprotection prochainement retranscrits dans la réglementation française, et de comprendre la cinétique du xénon-133 dans le corps humain. Nous avons montré que les grandeurs dosimétriques sont nettement inférieures aux limites dosimétriques de la réglementation actuelle et future.

## Mots clés

Xénon-133, Fantôme anthropomorphe, Calcul Monte-Carlo, GEANT4, Radioprotection.

## Abstract

The work described in this thesis focuses on the external and internal dose assessment to xenon-133. During the nuclear reactor operation, fission products and radioactive inert gases, as  $^{133}\text{Xe}$ , are generated and might be responsible for the exposure of workers in case of clad defect.

Particle Monte Carlo transport code is adapted in radioprotection to quantify dosimetric quantities.

The study of exposure to xenon-133 is conducted by using Monte-Carlo simulations based on GEANT4, an anthropomorphic phantom, a realistic geometry of the reactor building, and compartmental models.

The external exposure inside a reactor building is conducted with a realistic and conservative exposure scenario. The effective dose rate and the eye lens equivalent dose rate are determined by Monte-Carlo simulations. Due to the particular emission spectrum of xenon-133, the equivalent dose rate to the lens of eyes is discussed in the light of expected new eye dose limits.

The internal exposure occurs while xenon-133 is inhaled. The lungs are firstly exposed by inhalation, and their equivalent dose rate is obtained by Monte-Carlo simulations. A biokinetic model is used to evaluate the internal exposure to xenon-133.

This thesis gives us a better understanding to the dosimetric quantities related to external and internal exposure to xenon-133. Moreover the impacts of the dosimetric changes are studied on the current and future dosimetric limits. The dosimetric quantities are lower than the current and future dosimetric limits.

## Key Words

Xenon-133, Anthropomorphic phantom, Monte-Carlo code, GEANT4, Radioprotection.